Aus der Medizinischen Klinik und Poliklinik
der Freien Universität Berlin
Direktor: Prof. Dr. R. Schröder

Die Wirkung exspiratorischer Stenosen bei Patienten mit einer chronisch obstruktiven Lungenerkrankung

— Eine ganzkörperplethysmographische Untersuchung —

INAUGURAL-DISSERTATION
zur
Erlangung der medizinischen Doktorwürde
an den medizinischen Fachbereichen
der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Wolfgang Mitlehner
Berlin

1974

Aus der Medizinischen Klinik und Poliklinik
der Freien Universität Berlin
Direktor : Prof. Dr. R. SCHRÖDER

DIE WIRKUNG EXSPIRATORISCHER STENOSEN BEI PATIENTEN MIT EINER CHRONISCH OBSTRUKTIVEN LUNGENERKRANKUNG

- Eine ganzkörperplethysmographische Untersuchung -

Inaugural-Dissertation
zur
Erlangung der medizinischen Doktorwürde
an den Medizinischen Fachbereichen
der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Wolfgang MITLEHNER
Berlin

Referent : Prof. Dr. W. THIMME

Korreferent : Priv.-Doz. Dr. H.J. BRANDT

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fachbereiche
der Freien Universität Berlin

Promoviert am : 18. 5. 1977

INHALT Seite

1.	EINLEITUNG	1
2.	METHODIK	3
2.1	Auswahl des Kollektivs	3
2.2	Das Krankheitsbild der untersuchten Patientengruppe	5
2.3	Versuchsanordnung	7
2.3.1	Spirometrie	7
2.3.2	Die ganzkörperplethysmographische Messung	10
2.3.3	Die mittels der Ganzkörperplethysmographie gemessenen atemmechanischen Parameter	14
2.3.4	Die Auswertungsmethoden der ganzkörperplethysmographischen Messergebnisse beim Normalkollektiv	17
2.3.5	Die Auswertungsmethoden der ganzkörperplethysmographischen Messergebnisse beim Patientenkollektiv (Allgemeines)	19
2.3.6	Theoretischer Exkurs zu Fragen der Methodik : Die Begriffe Impedanz, Scheinarbeit und Wirkarbeit	22
2.3.7	Die Auswertungsmethodik im Einzelnen	35
2.3.8	Einschränkungen der Aussagefähigkeit der Ergebnisse, die sich durch die gewählte Methodik ergeben	42
3.	UNTERSUCHUNGSERGEBNISSE	43
3.1	Das Normalkollektiv	43
3.1.1	Das intrathorakale Gasvolumen	43

3.1.2	Der Atemwegswiderstand	45
3.2	Untersuchungsergebnisse beim Patientenkollektiv	48
3.2.1	Übersicht	48
3.2.2	Die Gruppeneinteilung der Patienten	55
3.2.3	Die Veränderung des intrathorakalen Gasvolumens bei Stenoseatmung	56
3.2.4	Die Veränderungen der Widerstandsgrössen bei Stenoseatmung	58
3.2.5	Die Veränderungen der Fläche der exspiratorischen Resistance-Schleife bei Stenoseatmung	64
3.2.6	Die Veränderung des ΔP_{AO} bei Stenoseatmung	66
3.2.7	Die Veränderung der zeitlichen Grössen bei Stenoseatmung	67
3.2.8	Die Veränderungen der gasdynamischen Atemarbeit bzw. -leistung bei Stenoseatmung	69
3.2.9	Die Veränderung des Atemzugsvolumens bei Stenoseatmung	73
3.2.10	Die Wirkung der 7 mm- und 5 mm - Stenose bei forcierter Exspiration	74
3.2.11	Kurze Zusammenfassung der Untersuchungsergebnisse für die beiden Patientengruppen	80
4.	DISKUSSION	84
4.1	Die atemmechanische Ausgangssituation der untersuchten Patienten	84
4.2	Diskussion der Veränderungen der untersuchten atemmechanischen Parameter bei Stenoseatmung	88
4.2.1	Stenose - Lippenpfeife	88
4.2.2	Veränderungen, die anhand der Resistance-Schleife zu beobachten waren	90

4.2.3	Veränderungen von Zeitwerten	98
4.2.4	Veränderungen der gasdynamischen Atemarbeit bzw. - leistung	99
4.3	Kurze Zusammenfassung	102
5.	EINIGE GEDANKEN ZUR ANWENDUNG EXSPIRATORISCHER STRÖMUNGSWIDERSTÄNDE BEI COLD - PATIENTEN UNTER KÜNSTLICHER BEATMUNG	103
6.	ZUSAMMENFASSUNG	106
7.	ANHANG : Tabellen und Abbildungen	109
8.	ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	131
9.	LITERATURVERZEICHNIS	134

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41549616_0049

1. EINLEITUNG

Patienten, die an einer chronisch obstruktiven Lungenerkrankung (COLD) leiden, verwenden mehr oder weniger häufig die " Lippenpfeife " im Exspirium:
Bei der Lippenpfeife wird in der Ausatmungsphase die Mundöffnung verengt, während sich die Wangen vorwölben.

Es fällt auf, dass ein Teil dieser Patienten die Lippenpfeife besonders nach körperlicher Anstrengung benutzt und ein Teil schon oft in Ruhe.

Diese Beobachtung ist lange bekannt. Es gibt bisher wenige Untersuchungen, die sich mit der Erklärung dieser Phänomene beschäftigen (1., 2., 3., 4.), obwohl man aus ihrer Deutung Informationen über die gestörte atemmechanische Situation dieser Patienten und als Konsequenz auch über eventuelle Anwendungsmöglichkeiten insbesondere bei der künstlichen Beatmung dieser Patientengruppe erwarten kann.

Bekanntlich werden bei mehreren künstlichen Beatmungsmethoden exspiratorische Strömungswiderstände benutzt, deren Anwendung nicht unproblematisch ist :
Beim " Bird " - Respirator gibt es eine " Stenosekappe ", die exspiratorisch angewandt wird. Eine zweite wichtige Eingriffsmöglichkeit in der Exspiration stellt das PEEP - Verfahren [1] dar, bei dem gegen Ende der Exspiration ein positiver Druck von 5 - 15 cm H_2O am Mund erhalten wird, gegen den der Patient die Exspiration zuendeführt [2].

---

1) vgl. Abkürzungsverzeichnis

2) vgl. Kucher, Steinbereithner (5.)

Aus diesen Gründen ist es von Interesse, die Wirkung von künstlichen exspiratorischen Widerständen zu untersuchen. In der Untersuchung von Mueller u. a. (4.), die sich mit der Wirkung der Lippenpfeife auf die Blutgase bei COLD - Patienten befasst haben, wird zwar eine Verbesserung der Blutgase unter Verwendung der Lippenpfeife festgestellt, es ist aber aus der relativ geringen Verbesserung ersichtlich, dass die Blutgasveränderung nicht der einzige Effekt der Lippenpfeife sein kann. Die genannten Autoren vermuten daher u. a. eine wesentliche Wirkung der Lippenpfeife in der Verhinderung des Atemwegskollapses.

Die Ganzkörperplethysmographie wurde bisher nicht zur Untersuchung der Wirkung exspiratorischer Stenosen herangezogen. Mit dieser Methode ist es aber möglich, neben Lungenvolumina statische und dynamische Veränderungen im Bereich der Atemwege zu erfassen. Sie stellt daher eine adäquate Methodik zur Untersuchung dieses Aspekts bei COLD - Patienten dar.

So erschien es gerechtfertigt, die Veränderungen einiger atemmechanischer Parameter unter Stenoseatmung bei COLD - Patienten mit einem Ganzkörperplethysmographen zu untersuchen, um so eine Antwort auf die Frage der Wirkung und den Sinn künstlicher exspiratorischer Widerstände in atemmechanischer Hinsicht geben zu können.

2. METHODIK

2.1 Auswahl des Kollektivs

Neben einem gesunden [1] Normalkollektiv (n = 10) mit einem Durchschnittsalter von 28,9 Jahren (vgl. Tab. 4 S.114) wurde ein Patientenkollektiv (n = 12) untersucht, das an einer pharmakologisch [2] nur teilreversiblen chronisch obstruktiven Lungenerkrankung litt.

Die Ergebnisse der klinischen Untersuchung des Patientenkollektivs gehen aus Tab. 1 S.109 hervor. Am Tage der Stenose-Untersuchung der Patienten wurde ein Spirogramm angefertigt (Tab. 2 S.4).

Als wichtigstes Auswahlkriterium für das Patientenkollektiv wurde neben den spirometrischen Hinweisen auf eine chronisch obstruktive Lungenerkrankung das Vorliegen einer sogenannten exspiratorischen " Keule " (oder ähnlicher Deformierungen)[3] im Druck - Fluss Diagramm des Ganzkörperplethysmographen angesehen.

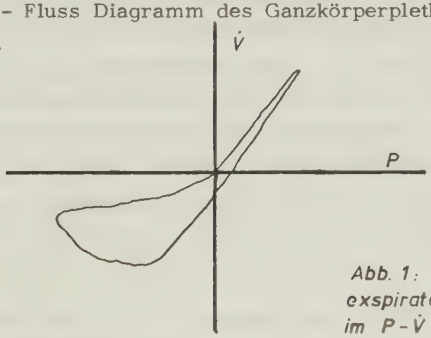


Abb. 1: exspiratorische "Keule" im P-V̇ Diagramm (schematisch)

1) " gesund " : Hinsichtlich atemmechanischer Parameter und ohne bestehende körperliche Beschwerden

2) nach Beobachtungen aus häufigen Lungenfunktionsuntersuchungen in den letzten Jahren

3) vgl. Abb. 1 S. 3

Tab.2

Lungenvolumina bzw. spirometrische Angaben

Nr. Name	Alter	Größe	Gewicht	JGV	JGV	ERV	ERV	VC	VC	RV	RV	TLC	TLC	RV/TLC	FEV_1	FEV_1	VT	AF
	Jahre	cm	kg	l	Soll %	l	Soll %	l	Soll %	l	Soll %	l	Soll %	%	l	% VC	l	
1. AG.	43	175	81	8,17	255	0,70	61	2,60	57	7,47	362	10,07	152	74	0,97	37	0,63	15
2. WS.	67	176	76	8,17	238	1,03	105	3,14	80	7,18	292	10,32	162	69	0,73	23	0,90	18
3. RK.	78	167	60	7,14	232	0,86	111	2,20	71	6,28	273	8,48	157	74	0,63	29	0,76	14
4. PK.	79	165	46	7,82	254	0,83	112	2,17	73	6,99	300	9,16	172	76	0,57	26	0,66	21
5. WF.	64	173	67	8,82	270	1,12	116	3,00	78	7,70	336	10,07	174	71	0,63	21	0,99	20
6. EW.	69	168	65	5,44	210	0,93	138	2,14	79	4,54	234	6,68	144	68	0,57	27	0,80	20
7 ES.	64	176	91	6,62	185	0,76	66	3,50	87	5,86	243	9,36	146	62	1,50	43	1,33	14
8. WK.	61	170	71	6,64	210	0,93	100	2,80	75	5,71	261	8,51	145	67	0,67	24	0,80	24
9. KS.	69	172	77	7,24	222	0,73	81	2,57	71	6,51	272	9,82	164	66	1,37	53	0,97	14
10. MF.	62	171	57	8,34	284	0,90	105	2,44	72	7,44	350	9,88	177	75	0,70	29	0,70	18
11. WS.	54	181	60	8,02	235	2,07	200	4,57	98	5,95	246	10,52	149	56	1,40	31	0,80	20
12. HP.	68	145	47	3,54	180	0,67	139	1,50	77	2,87	193	4,37	127	65	0,73	48	0,37	32
M	64,8	169,9	66,5	7,16	231,2	0,96	110,3	2,72	76,5	6,20	280,2	8,93	155,7	68,5	0,87	32,6	0,81	19,2
SD	± 9,7	± 9,0	± 13,5	± 1,47	± 31,8	± 0,37	± 37,1	± 0,78	± 9,85	± 1,39	± 50,34	± 1,79	± 14,7	± 5,91	± 0,35	± 10,37	± 0,23	± 5,16

2.2 Das Krankheitsbild der untersuchten Patientengruppe

An dieser Stelle soll nur kurz auf den Begriff der chronisch obstruktiven Lungenerkrankung (COLD)[1] eingegangen werden :

Obstruktion eines Atemweges bedeutet seine Verengung gegenüber der Norm (Mead, 36.). Der Strömungswiderstand ist pathologisch erhöht ; subjektiv kann diese Widerstandserhöhung beim Patienten eine Dyspnoe (= " empfundene Atemnot " (Bühlmann, Rossier, 6.)) verursachen (Du Bois, 7.).

Der Begriff COLD ist ein rein klinischer, er vermeidet jede pathogenetische und pathologisch-anatomische Deutung. Dennoch bestehen Beziehungen zur chronischen Bronchitis (Hartung, 8.) - im Sinne der WHO-Definition -[2] und zum chronischen Lungenemphysem " als Zustand einer irreversiblen Erweiterung der terminalen, Alveolen tragenden Lufträume " (Hartung, 8.).

Die mit klinischen Methoden feststellbare irreversible Erweiterung des Gesamtlungenvolumens über die Norm und des erhöhten nicht exspirierbaren Lungenvolumens sind ein Kennzeichen der untersuchten Patientengruppe.

Die Obstruktion der Atemwege der Patienten trat vorwiegend exspiratorisch auf. Sie war gegen Ende der Exspiration deutlich grösser als am Anfang. Das bedeutet, dass bei diesen Patienten

---

1) vgl. Abkürzungsverzeichnis

2) " Halten die Symptome der akuten Bronchitis «Husten, Auswurf» längere Zeit an, d.h. mindestens ‹present on most days during at least three month of each two successive years› ... so spricht man von chronischer Bronchitis. " (zit. nach Matthys, 27., S. 52)

instabile Verhältnisse in den Atemwegen vorliegen könnten, die bis zum Wandkollaps der Bronchien und Bronchiolen und zum Einschluss von Luft in der Lunge führen (Hartung, 10.). Dieses neben der sowieso schon bestehenden Obstruktion zusätzlich auftretende Phänomen ist ein weiterer Grund für die Dyspnoe dieser Patienten, besonders bei Belastung (Ulmer u. a., 11.).

2.3 Versuchsanordnung

2.3.1 Spirometrie

Vor der Stenose-Untersuchung wurde von jedem Patienten ein Spirogramm angefertigt. Dabei wurde ein Doppelglockenspirometer mit O_2-Stabilisation benutzt (Fa. Hellige - Volumograph 3). Hierbei wurden die folgenden spirographischen Messwerte ermittelt :

V_T = Atemzugsvolumen in Litern bei Spontanatmung unter Ruhebedingungen über eine Minute

AF = Atemfrequenz (Atemzüge/Min.) bei Ruheatmung

VC = Vitalkapazität in Litern. Sie wurde errechnet aus der Distanz zwischen maximaler Inspirationsstellung und maximaler Exspirationsstellung im Spirogramm. Dabei war es nicht erforderlich, das Manöver während eines Atemzuges durchzuführen (sogen. " Summen - VC ")

ERV = Exspiratorisches Reservevolumen in Litern, d.h. das nach einer normalen Ruheexspiration zusätzlich exspirierbare Volumen

FEV_1 = Forciertes Exspirationsvolumen in der ersten Sekunde nach vorheriger maximaler Einatmung (sogen. " Tiffeneau - Test ").
Zur besseren Vergleichbarkeit der Patientengruppe untereinander wurde zusätzlich der Tiffeneau-Test in Prozent der Vitalkapazität angegeben als

$$\frac{FEV_1}{\%\ VC} = \frac{FEV_1\ (l)}{VC\quad (l)} \cdot 100$$

Daneben wurden in Zusammenhang mit dem ganzkörperplethysmographisch gewonnenen Wert des intrathorakalen Gasvolumens (IGV) folgende Grössen ermittelt :

RV = Residualvolumen in Litern (Anteil der nicht exspirierbaren Luft) errechnet sich aus der Differenz IGV - ERV

TLC = Totalkapazität in Litern (grösstmöglichstes Luftvolumen in der Lunge) wurde aus der Summe ermittelt :

$$VC + RV \quad .$$

$\frac{RV}{\% TLC}$ = Prozentualer Anteil der nicht exspirierbaren Luft an der Totalkapazität

Alle gemessenen Volumina wurden auf BTPS - Bedingungen [1] korrigiert.

Die folgenden Grössen wurden mit den Sollwerten, wie sie von Goldman und Becklake (13.) ermittelt wurden, in Beziehung gesetzt und in Prozent des Sollwerts angegeben, nach :

$$\frac{x\,(1)_{Versuch}}{x\,(1)_{Soll}} \cdot 100$$

Dabei lagen den einzelnen Parametern folgende Berechnungen zugrunde :

1. Männer

TLC_{Soll} = 0,094 · (Körpergrösse in cm) - 0,015 · (Alter in Jahren) - 9,167

VC_{Soll} = 0,064 · (Körpergrösse in cm) - 0,031 · (Alter in Jahren) - 5,335

2. Frauen

TLC_{Soll} = 0,079 · (Körpergrösse in cm) - 0,008 · (Alter in Jahren) - 7,49

VC_{Soll} = 0,052 · (Körpergrösse in cm) - 0,018 (Alter in Jahren) - 4,36

---

1) vgl. Abkürzungsverzeichnis

Die anderen Sollgrössen wurden daraus abgeleitet :

$$RV_{Soll} = TLC_{Soll} - VC_{Soll}$$

$$ERV_{Soll} = \frac{VC_{Soll}}{4}$$

$$IGV_{Soll} = RV_{Soll} + ERV_{Soll} \quad .$$

2.3.2 Die ganzkörperplethysmographische Messung

Die Bestimmung des intrathorakalen Gasvolumens (IGV), des Atemwegswiderstandes (R_{aw}) und der daraus abgeleiteten Grössen wurde mit einem volumenkonstanten Ganzkörperplethysmographen (Fa. Jäger, Typ Bodytest) vorgenommen.

Die Messwerte wurden von einem " x - y - Schreiber " (Fa. Hewlett - Packard, Typ 7044A) aufgezeichnet, der sich durch gute Frequenzstreue in den auftretenden Bereichen auszeichnet [1]. Zusätzlich wurden alle Mess-Signale [2] simultan von einem 6-Spur-Magnetbandspeicher (Fa. Hottinger - Baldwin - Messtechnik, Typ MBS 4) auf einem Magnetband (BASF) mit einer Bandgeschwindigkeit von 38 cm/s aufgenommen.

Der Versuchsablauf wurde beim Normalkollektiv in der folgenden Weise festgelegt :

Zunächst wurde vor jeder Messung eine Eichung des Systems Plethysmographenkammer - xy-Schreiber vorgenommen. Dann wurde nach einer Stabilisierungszeit der Kammer von ca. 3 Min. unter Vermeidung der bekannten technischen Fehler, wie sie von Nolte u.a. (14.), Smidt und Muysers (15.), Woitowitz u.a. (16.), Du Bois (17.) und Jäger und Bouhoys (18.) angegeben werden, unter Spontanbedingungen das Druck - Strömungsdiagramm aufgezeichnet. Die Aufzeichnungsdauer betrug 2 - 5 Minuten. Die Atemfrequenz war auf 13 - 17/Min. und das in- und exspiratorische Flowmaximum auf ca. 1 l/s begrenzt worden.

Um die Lippenpfeife standardisiert imitieren zu können, wurde dann ein Zusatzstück zwischen Mundstück und Flowmeter im

---

1) Angabe des Herstellers

2) diese Aufzeichnung wurde nur beim Patientenkollektiv durchgeführt

Plethysmographen angebracht, das die Wirkung einer rein exspiratorischen Stenose mit einer definierten Auslassöffnung hatte (vgl. Abb. 2 S.113), die von Versuch zu Versuch variiert werden konnte. Die Totraumvermehrung durch die Stenose betrug 0,05 l. Dieser Betrag wurde von den entsprechenden Messwerten abgezogen. Der Eigenwiderstand der Stenose bei einer Auslassöffnung von 7 mm wurde mit 8,75 cm $H_2O\ l^{-1}s^{-2}$ und der der Stenose von 5 mm Auslassöffnung mit 23 cm $H_2O\ l^{-1}s^{-2}$ bestimmt. Die Probanden des Normalkollektivs wurden nur mit der 7 mm - Stenose untersucht. Hierbei wurde in der gleichen Weise vorgegangen wie oben für die Messung bei Spontanatmung beschrieben, nur eben unter Zwischenschaltung der 7 mm - Stenose.

Zusätzlich wurde bei jedem Versuch das endexspiratorische intrathorakale Gasvolumen (IGV) in der bekannten Weise (14., 15., 16., 17., 18.) bestimmt.

Der Versuchsablauf beim Patientenkollektiv war prinzipiell in der gleichen Weise angelegt wie beim Normalkollektiv. Zusätzlich mussten aber ein ige Besonderheiten eingeführt werden, um der speziellen atemmechanischen Situation der COLD-Patienten besser gerecht werden zu können. Die Begründung für die Einführung z.B. der Tonbandaufzeichnung der Messwerte ist in der besonderen Auswertungsproblematik der Daten bei COLD-Patienten gelegen. Ausserdem wurden bei einigen Patienten noch ergänzende Untersuchungen [1)] durchgeführt, um einzelne Aussagen noch besser belegen zu können.

Es wurde beim Patientenkollektiv wie folgt vorgegangen :

---

1) z.B. forcierte Exspirationsmanöver

Zunächst wurde die Eichung des Kammer - Schreiber - Tonband-verstärker - Systems vorgenommen.

Die Aufzeichnung des Druck - Fluss - Diagramms unter Ruhebedingungen erfolgte wie oben für das Normalkollektiv angegeben, allerdings jetzt mit simultaner Tonbandaufzeichnung. Hierbei wurde den Patienten die Atemtiefe innerhalb der Grenze von ca. 1 l/s ebenso freigestellt wie die Atemfrequenz. So war es möglich, nahezu natürliche Bedingungen für jeden einzelnen Patienten zu schaffen.

Nach einer Ruhepause wurden die Stenoseversuche durchgeführt. Die äusseren Bedingungen waren hier dieselben wie bei der Patientenuntersuchung ohne Stenose. Es wurde versucht, bei jedem Patienten eine Untersuchung mit der 5 mm - und der 7 mm - Stenose durchzuführen. Zwischen diesen beiden Untersuchungen lag wiederum jeweils eine Ruhepause. Wegen der unterschiedlichen psychischen Reaktionsweise der Patienten in der abgeschlossenen Plethysmographenkammer (Platzangst etc.) war es geboten, bei einzelnen Patienten auf die Untersuchung mit beiden Stenosen zu verzichten und sich auf die Untersuchung mit einer Stenose zu beschränken.

Bei freier Atmung ohne Stenose sowie bei der Atmung mit der 7 mm - bzw. der 5 mm - Stenose wurde das endexspiratorische IGV, wie oben beschrieben, bestimmt. Diese Messung lag jeweils am Ende der verschiedenen Einzeluntersuchungen.

Bei zwei Patienten wurde noch ein Zusatzversuch unternommen :

Sie wurden aufgefordert, gegen Ende der Untersuchung ohne Stenose sowie mit der 7 mm - bzw. der 5 mm - Stenose die nächsten Atemzüge forciert auszuatment. Hierbei wurde ebenfalls das Druck - Fluss - Diagramm aufgezeichnet. Da keine maximale Inspiration vorausgegangen ist, handelt es sich hier nicht

um ein Tiffeneau-Manöver.

Bei 5 der untersuchten Patienten wurde zusätzlich der Versuch unternommen, an Stelle von Mundstück und künstlicher Stenose eine übliche Gesichtsmaske zu verwenden. Unter dieser Maske sollten die Patienten die Lippenpfeife mit dem eigenen Mund ausführen, nachdem sie zuvor einige Zeit ohne Lippenpfeife geatmet hatten. Die beiden hier gewonnenen Druck - Fluss - Diagramme sollten dann mit denen bei Verwendung der künstlichen Stenose gewonnenen verglichen werden, um so eine Kontrolle zu haben, ob die Wirkung künstlicher Stenosen der der Lippenpfeife entspricht. - Bedauerlicherweise traten bei der Maskenatmung ohne Benutzung der Lippenpfeife elliptoide Verformungen des Druck - Fluss - Diagramms auf, wie sie bei der Messung mit definiertem Mundstück (ohne Stenose) nicht beobachtet werden konnten. Ähnliche Veränderungen bei Maskenatmung im Plethysmographen haben bereits Woitowitz u.a. (16.) gesehen. Da hier messtechnische Fehler mit in die Auswertung eingehen würden, wurde darauf verzichtet, diese Ergebnisse darzustellen.

2.3.3 Die mittels der Ganzkörperplethysmographie gemessenen atemmechanischen Parameter

a) Das intrathorakale Gasvolumen (IGV) :

Das IGV lässt sich am Ende einer normalen Exspiration aus dem sogenannten " Hechelwinkel " bei Gültigkeit des Boyle-Mariotteschen Gesetzes unter Voraussetzung isothermer Bedingungen, wie von verschiedenen Autoren gezeigt wurde (14., 15., 16., 17., 18.), bestimmen. Während man den Patienten [1] hecheln lässt, wird simultan der Druck in der Plethysmographenkammer und der Munddruck, der unter diesen Bedingungen dem Alveolardruck entspricht, gemessen.

b) Die " Resistance " - Messung (R_{aw}) :

Der Atemwegswiderstand R_{aw} ist definiert als der Quotient aus Druckdifferenz : Alveolardruck - Munddruck und der Atemstromstärke, also

$$R_{aw} = \frac{\text{P-Alveole - P-Mund} \quad (\text{cm } H_2O)}{\text{Atemstromstärke} \quad (1\ s^{-1})} = \frac{P}{\dot{V}}$$

Bei dieser Messung wird die Atemstromstärke am Mund ($\dot{V}$) mit einem Flowmeter simultan mit der Druckänderung in der Plethysmographenkammer bei Ruheatmung gemessen. Der gemessene Kammerdruck lässt sich in Alveolardruck umformen, wenn deren Beziehung wie hier aus der Bestimmung des " Hechelwinkels " bekannt ist. Als Munddruck gilt der atmosphärische Druck am Tage der Messung.

c) Das " Pneumotachogramm " :

Das Pneumotachogramm erhält man durch Auftragung der

---

1) gegen das verschlossene Atemrohr

Atemstromstärke ($\dot{V}$) gegen die Zeit. Hieraus lässt sich u.a. die Atemfrequenz ermitteln.

d) Das Atemzugsvolumen (V_T) :

Das Atemzugsvolumen wird durch simultane Integration der am Mund gemessenen Atemstromstärke ($\dot{V}$) nach der Gleichung

$$V_T = \int \dot{V} \, dt$$

mit einem " Lungenfunktionsrechner " (Fa. Jäger) gemessen.

e) Die gasdynamische Atemarbeit (W_g) :

Die gasdynamische Atemarbeit lässt sich als die Arbeit definieren, die bei einem Atemzug aufzubringen ist, um die Strömungswiderstände in den Atemwegen zu überwinden. Hier gilt die Beziehung

$$W_g = \int_{Vin}^{Vex} P \cdot dV + \int_{Vex}^{Vin} P \cdot dV \qquad (m\ kp)$$

wobei " P " die Druckdifferenz zwischen Alveolardruck und Munddruck ist. Die gasdynamische Atemarbeit wird immer auf einen Liter Ventilationsvolumen bezogen, so dass die Dimension dann $\frac{m\ kp}{l}$ heisst.

Hierbei wird simultan die Kammerdruckänderung und das Atemzugsvolumen (V_T) - aus dem integrierten Pneumotachogramm - gemessen.

f) Die " Flow - Volume - Kurve " :

Die Flow-Volume-Kurve gibt die Beziehung zwischen Atemstromstärke ($\dot{V}$) und dem jeweils in- oder exspirierten Atemzugsvolumen (V_T) wieder. Es werden also gleichzeitig $\dot{V}$ und V_T gemessen.

g) Einige weitere Parameter sind nicht direkt gemessen worden, sondern wurden aus den oben genannten gemessenen durch Umrechnung abgeleitet. Sie werden daher im Kapitel " Auswertungsmethoden " beschrieben.

2.3.4 Die Auswertungsmethoden der ganzkörperplethysmographischen Messergebnisse beim Normalkollektiv

Bei einer ganzkörperplethysmographischen Untersuchung ist die exakte Festlegung der Auswertungsmethodik notwendig, insbesondere weil, wie zu zeigen sein wird, die Auswertung der Ergebnisse beim Patientenkollektiv zahlreiche Probleme in sich birgt und es zudem hierfür keine allgemein anerkannten Auswertungsrichtlinien gibt.

Wie bereits dargelegt, wurde beim Normalkollektiv das endexspiratorische intrathorakale Gasvolumen (IGV) sowie der Atemwegswiderstand (R_{aw}) mit und ohne Stenose gemessen.

Das IGV wurde, wie es von Ulmer u.a. (11.), Nolte u.a. (14.), Smidt und Muysers (15.) und Woitowitz u.a. (16.) vorgeschlagen wird, ausgewertet. Für jede Einzeluntersuchung wurde immer der Mittelwert aus drei gemessenen " Hechelwinkeln " gebildet und daraus das IGV errechnet.

Der Atemwegswiderstand wurde nach der von Ulmer u.a. (11.) angegebenen Methode aus den Messergebnissen ermittelt. Hierbei wurde bei der Untersuchung ohne künstliche Stenose der in- und exspiratorische Atemwegswiderstand bei einer Atemstromstärke von 1 l/s zusammen als ein einziger Wert errechnet ; denn der Unterschied zwischen in- und exspiratorischem R_{aw} war beim Normalkollektiv unter Ruheatmung so gering, dass es zulässig erschien, beide Teile von R_{aw} gleich zu setzen. Um Zufallsergebnisse auszuschliessen, wurde stets der Mittelwert des R_{aw} aus fünf Atemzügen errechnet.

Da die künstliche Stenose rein exspiratorisch wirksam war, konnte der inspiratorische Teil des R_{aw} durch die vorgeschaltete Stenose nicht beeinflusst werden. Das bedeutet für die Stenose-

untersuchung, dass hier nur der exspiratorische Anteil des Atemwegswiderstandes verändert wurde. Dieser Tatsache wurde bei der Auswertung dadurch Rechnung getragen, dass beim Stenoseversuch allein die Änderung der exspiratorischen Resistance (R_{aw_e}) bei einer Atemstromstärke von 1 l/s jeweils aus fünf Atemzügen als Mittelwert nach Ulmer (11.) errechnet wurde.

2.3.5 Die Auswertungsmethoden der ganzkörperplethysmographischen Messergebnisse beim Patientenkollektiv (Allgemeines)

Durch die Verwendung des Magnetbandspeichers bei der Untersuchung des Patientenkollektivs war es möglich, alle Messgrössen simultan aufzunehmen. Dadurch war die Voraussetzung geschaffen, nach der Untersuchung einen einzelnen Atemzug in die gemessenen atemmechanischen Parameter zu zerlegen und diese aufzuzeichnen.

Dabei wurde so vorgeganen, dass zunächst der Kurvenverlauf der Einzelatemzüge auf einem Storage-Oscilloskop (Textronix, Typ 3a, 72) beobachtet wurde. Anhand des Kurvenverlaufs wurde dann eine technisch [1] einwandfreie Kurve ausgewählt. Im Anschluss wurden von diesem ausgewählten Atemzug mit dem x-y-Schreiber bei einer Magnetbandgeschwindigkeit von 19 cm/s (= halbe Aufnahmegeschwindigkeit) folgende Messgrössen aufgezeichnet :

a. Das Pneumotachogramm ($\frac{\Delta \dot{V}}{\Delta t}$)
b. Die Resistance - Schleife ($\frac{\Delta P}{\Delta \dot{V}}$)
c. Das Arbeits - Diagramm ($\Delta P \cdot \Delta V$)
d. Die Flow - Volume - Kurve ($\frac{\Delta \dot{V}}{\Delta V}$)
e. Der " Hechelwinkel " (IGV-Bestimmung) ($\frac{\Delta P}{\Delta P}$)

Es wurde also von jedem Patienten bei jeder Einzeluntersuchung nur ein Atemzug ausgewertet. Es ist daher wichtig zu klären, inwieweit ein solches Verfahren berechtigt ist : Da bei der

---

1) d.h., die die Anforderungen der unter (14. - 18.) genannten Autoren erfüllt.

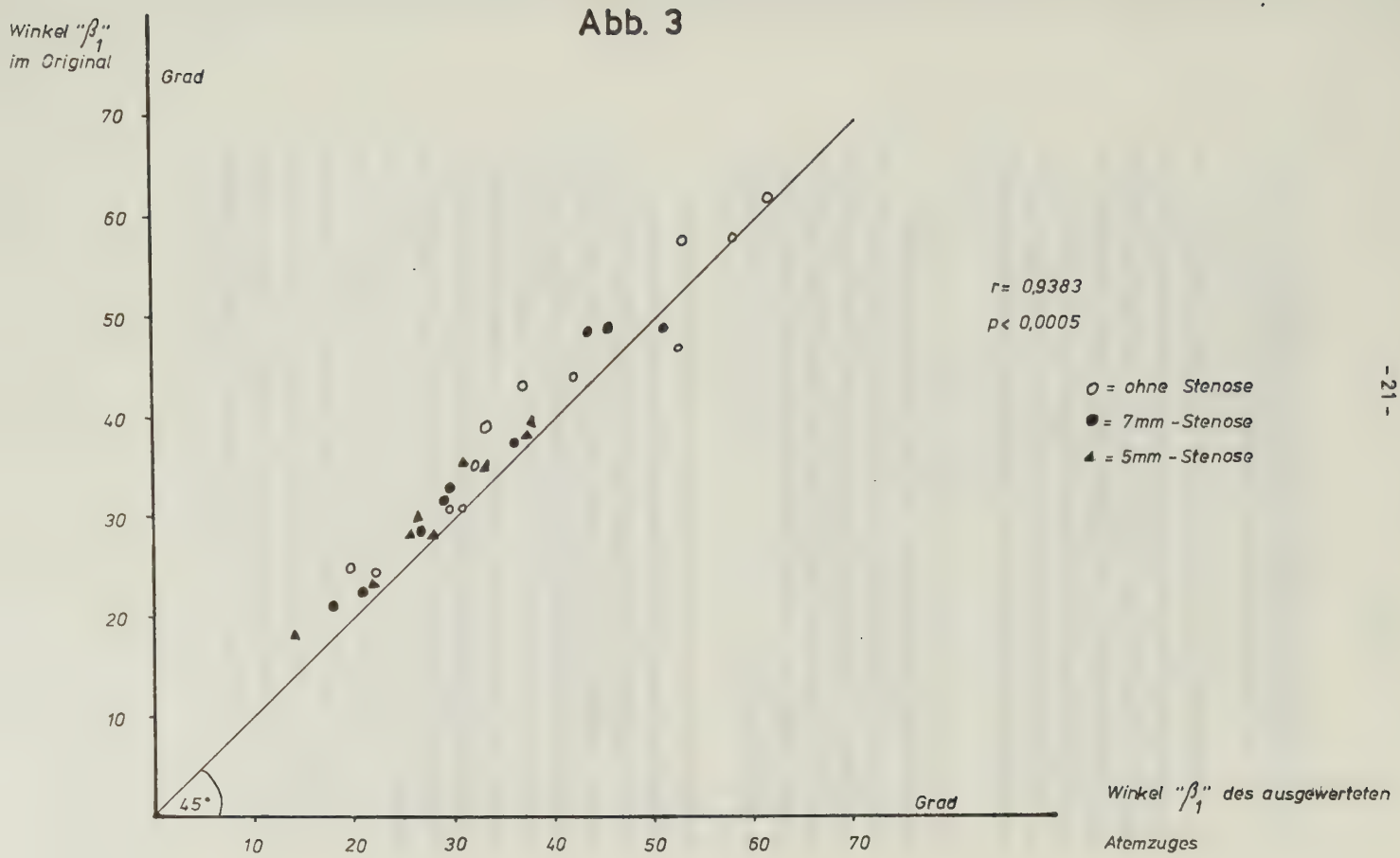
Messung selbst Resistance- Schleifen (wie bei der Untersuchung des Normalkollektivs) neben der Magnetbandaufzeichnung im Original mitgeschrieben wurden, ist es möglich, diese Kurven aus der Originalaufzeichnung mit dem ausgewählten Einzelatemzug zu vergleichen. So kann die Wiedergabegenauigkeit des Magnetbandsystems geprüft werden und vor allem der Einzelatemzug mit, wie hier geschehen, fünf Original-Resistanceschleifen [1] korreliert werden (Abb.3), um Zufallsergebnisse auszuschliessen.

Für den Resistance-Winkel β_1 ergibt sich ein Korrelationskoeffizient von 0,9383 ($p \ll 0{,}0005$). In Abb. 3 fällt auf, dass fast alle vom Magnetband ermittelten Werte um ca. 1 - 2 % höher liegen als die aus der Original-Schreibung ermittelten. Die Ursache hierfür wird darin begründet sein, dass gewisse geringe Spannungsverluste auf dem Weg vom Magnetband zum x-y-Schreiber aufgetreten sind. Diese Verschiebung ist aber zum einen sehr gering, zum anderen linear, so dass sich keine Konsequenzen ergeben dürften.

---

1) bzw. deren Mittelwert

Abb. 3


Winkel "β_1" im Original
Grad
70
60
50
40
30
20
10
45°
10
20
30
40
50
60
70
Grad
r= 0,9383
p< 0,0005
○ = ohne Stenose
● = 7mm - Stenose
▲ = 5mm - Stenose
Winkel "β_1" des ausgewerteten Atemzuges

2.3.6 Theoretischer Exkurs zu Fragen der Methodik : Die Begriffe Impedanz, Scheinarbeit und Wirkarbeit

Bevor auf die Auswertungsmethoden der Messergebnisse beim Patientenkollektiv näher eingegangen wird, sollen zunächst zum besseren Verständnis und als Begründung für das benutzte Verfahren einige Grundlagen entwickelt werden. Gleichzeitig stellt dieser Abschnitt eine Auseinandersetzung mit den von Smidt und Muysers (15.), Matthys und Overath (43.) und besonders von Hüttemann und Huckauf (19.) vertretenen Auffassungen dar.

Zur besseren Darstellbarkeit atemphysiologischer Vorgänge werden häufig Analogiemodelle aus der Elektrizitätslehre benutzt. Diese Vorgehensweise erscheint durchaus berechtigt und nützlich. - Dennoch hat sich herausgestellt, dass ein Teilaspekt des Denkmodells, das sich auf die Einführung der Begriffe " Impedanz ", " Blindarbeit " und " Wirkarbeit " bezieht, nicht schlüssig ist.

Die Analogie aus der Wechselstromlehre, die die Begriffe der " Blindwiderstände " und " Blindarbeit " benutzt, hat eine erhebliche pathophysiologische Bedeutung für die untersuchten COLD - Patienten (19.). Von daher wäre die Messung und Auswertung der entsprechenden atemmechanischen Parameter von grossem Interesse. Es soll im folgenden aber auch gezeigt werden, dass der von Hüttemann und Huckauf (19.) vorgeschlagene Weg zur ganzkörperplethysmographischen Messung und Auswertung eben dieser " Blindarbeit " und " -widerstände " nicht gangbar ist.

2.3.6.1 Zur Messtechnik beim volumenkonstanten Ganzkörperplethysmographen

Registriert man einen Atemvorgang in einem volumenkonstanten Ganzkörperplethysmographen, so misst man eine Kompression und Dekompression von Luft in einem Kompartiment der geschlossenen Kammer. Dieser Kompressions- und Dekompressionsvorgang ist hervorgerufen durch eine Änderung des Thoraxvolumens V_{Th}. Dieses ΔV_{Th} kann man als Druckänderung in der Kammer gegen den Aussendruck messen, d.h. $\Delta V_{Th} \sim \Delta P_k$, wenn gilt : T = const. = isotherm.

Die Änderung des Thoraxvolumens V_{Th} ist verursacht durch eine Änderung des intraalveolären Drucks P_A. Eine Voraussetzung zur Ermittlung des " Hechelwinkels " war die Tatsache, dass der Munddruck dem Alveolardruck entspricht, wenn das Atemrohr des Plethysmographen verschlossen wird. Unter dieser Voraussetzung kann die Beziehung des Alveolardrucks zum Kammerdruck ermittelt werden :

$$\Delta P_A \sim \frac{1}{\Delta P_k} \quad .$$

Man nimmt also an,dass der Alveolardruck, der gemessen wird, in allen Lungenalveolen den gleichen Betrag hat, d.h. man abstrahiert die Lunge als monoalveoläres Modell, in dem nur ein Druck wirkt, nämlich ΔP_A (bzw. P_A).

Teilt man nun gedanklich die Lunge in ein Zwei-Kompartimentsystem auf mit einer Hälfte, die ventiliert wird, und einer Hälfte, die nicht ventiliert wird (aber wohl " druckmässig " mit der Aussenwelt in Verbindung stehen muss - also ihren Druck bei der Ermittlung des " Hechelwinkels " " mitteilen " können muss), so ergibt sich, dass die beim Atemvorgang gemessene Kammerdruckänderung der Alveolardruckänderung proportional ist, wobei die Alveolardruckänderung in beiden betrachteten Kompartimenten gleich gross ist (vgl. Abb. 4).

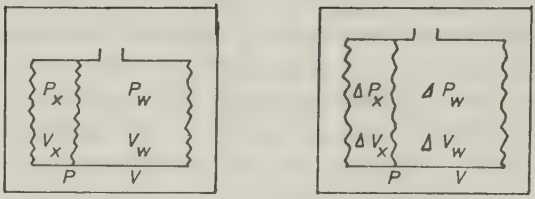


Abb. 4

In der Abbildung 4 symbolisiert der äussere Kasten den Ganzkörperplethysmographen. In diesem Kasten befindet sich das angenommene Thoraxmodell mit zwei Kompartimenten. Das mit dem Index " x " versehene Kompartiment ist von der Ventilation ausgeschlossen, das mit dem Index " w " bezeichnete nimmt an der äusseren Ventilation teil. Der " Fall 1 " stellt die Ausgangsbedingungen, der " Fall 2 " einen Inspirationsvorgang dar . Unter der Annahme, dass der Druck in allen Lungenkompartimenten gleich ist, gilt im Fall 1 : $P_x = P_w$; und es gilt im Fall 2 : $\Delta P_x = \Delta P_w$. Eben diese Änderung wird mit einem Plethysmographen gemessen : Das ΔP_k beim Atemvorgang, d.h. die Volumenzunahme beider Kompartimente, also ist

$$\Delta P_k \sim \frac{1}{\Delta V_x + \Delta V_w} \quad .$$

Zusammenfassend ergibt sich die Aussage : Die als Kammerdruckänderung gemessene Thoraxvolumenänderung hat den Betrag, um den sich während eines Atemvorgangs das Gesamtlungenvolumen geändert hat, unabhängig ob es zu einer äusseren Ventilation führt oder nicht.

Als zweite Grösse lässt sich im Plethysmographen mit einem Flow-Meter die Atemstromstärke am Mund ($\dot{V}_m$) messen. Durch Integration von $\dot{V}_m$ lässt sich das Volumen, das in die Lunge strömt (V_m), errechnen nach

$$V_m = \int \dot{V}_m \, dt \; .$$

Dieses Volumen fliesst nur in belüftete Kompartimente der Lunge, d.h. nach Abb. 4 nur in den Raum mit dem Index " w ".

Hieraus lässt sich der Schluss ziehen, dass das V_m um einen Betrag kleiner ist, als man aus dem Betrag des ΔP_k eigentlich erwarten würde ; oder anders gesagt : wenn die Wand zwischen den Kompartimenten nicht wäre, müsste bei einem gleichen Betrag von ΔP_k das ΔV_m grösser sein.

2.3.6.2 Die elektromechanische Analogie

Da die Atmung unter idealisierten Bedingungen einen sinusförmigen Vorgang darstellt, bei dem die einzelnen Grössen in Abhängigkeit von In- oder Exspiration mit umgekehrtem Vorzeichen auftreten, erscheint es als sinnvoll, eine elektromechanische Analogie aufzustellen und dabei die Atmung mit einem Wechselstromablauf zu vergleichen.

Verschiedene Wechselstromgrössen können mit Messgrössen aus der Atemmechanik in Korrelation gesetzt werden :

Wechselstrom		Atmung
Q	$\hat{=}$:	V
I	$\hat{=}$:	$\dot{V}$
U	$\hat{=}$:	P[1]

1) P ist hier der gasdynamisch wirksame Druck, d.h. die Druckdifferenz zwischen Alveole und Mund

In einem Wechselstromkreis mit reinem Ohmschen Widerstand besteht eine Beziehung zwischen " U " und " I " nach

$$R = \frac{U}{I} \quad ,$$

d.h. bei konstanter Spannung " U " ist der Betrag von " I " allein abhängig von der Grösse des (Ohmschen) Widerstandes " R " in diesem Stromkreis (im Stromleiter). In Analogie zur Lunge heisst das : Der Strom in den Atemwegen ist abhängig von der Grösse des Widerstandes (Reibung von Luft an der Röhrenwand, Reibung der " laminaren " Luftschichten untereinander) und der Grösse des transbronchialen Drucks ($P_A - P_{Mund}$), also gilt :

$$R_{Atemweg} = \frac{P}{\dot{V}} \quad .$$

Der Betrag von " R " hängt von vielen Faktoren ab und lässt sich durch das Hagen-Poisseuillesche Gesetz recht gut[1] in seine Komponenten zerlegen ; insbesondere geht aus diesem Gesetz die grosse Abhängigkeit von " R " vom Rohrquerschnitt hervor.

Befindet sich in einem Wechselstromkreis nur ein kapazitiver Widerstand, so gilt die Beziehung :

$$\frac{U}{I} = \frac{1}{\omega C} \quad .$$

Ein solcher Widerstand erzeugt eine Phasenverschiebung zwischen " U " und " I ", wobei die Stromstärke " I " der Spannung " U " vorauseilt. Dieser rein kapazitive Wechselstromwiderstand kann auch als Blindwiderstand bezeichnet werden, da hier - unter idealisierten Bedingungen - ein Energiebetrag zwischen Erzeuger und Verbraucher hin- und herpendelt, d.h. der Mittelwert der Leistung gleich Null ist[2] .

---

1) an sich gilt dieses Gesetz nur für inkompressible Flüssigkeiten
2) Moeller, Werr (50.), S. 308

Im Gegensatz zum Blindwiderstand wird im Wechselstromkreis ein Ohmscher Widerstand als Wirkwiderstand bezeichnet, da dieser laufend Energie verbraucht [1].

In analoger Anwendung auf die Lunge können die Atemwege, die der Luftleitung nach aussen dienen, als " Ohmsche Widerstände ", d.h. als Wirkwiderstände, aufgefasst werden. Die reine Kompression und Dekompression von Luft in der Lunge ohne Transport nach aussen, d.h. das Hin- und Herpendeln von Energie, stellt einen " kapazitiven Widerstand ", also einen Blindwiderstand, dar. In der Abbildung 4 S. 24 verhält sich der Raum mit dem Index " x " wie ein kapazitiver Widerstand.

Befinden sich in einem Wechselstromkreis zwei Widerstände zusammen, ein Ohmscher und ein kapazitiver Widerstand, so ist das Verhältnis zwischen " I " und " U " als komplexe Grösse (im mathematischen Sinne) anzusetzen und wird dann Scheinwiderstand (Impedanz) ($\mathfrak{Z}$) genannt. Es gilt dann die Beziehung :

$$\frac{\mathfrak{U}}{\mathfrak{I}} = \mathfrak{Z} = R + j \left(\omega L - \frac{1}{\omega C} \right) .$$

Es ist zu beachten, dass in der hier aufgestellten Analogiebetrachtung die vorkommenden Widerstände (Wirk- und Blindwiderstände) als parallel geschaltete aufgefasst werden müssen ; es gilt dann für alle Widerstände zusammen :

$$\frac{1}{R} = \sum^{n} \frac{1}{R_i} ,$$

wobei " R_i " ein Ohmscher, induktiver oder kapazitiver Widerstand ist.

---

1) Gerthsen, Kneser (51.), S. 249

Es lässt sich nun ein Schaltbild aufstellen, das beide Grössen, den Wirkwiderstand ($\ldots_w$) und den Scheinwiderstand ($\ldots_x$), einschliesst (vgl. Abb. 5) :

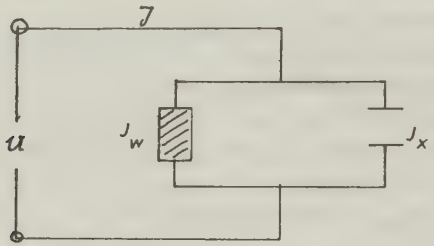


Abb. 5 (nach Moeller-Werr, (50.), S. 267)

Das dazu gehörige Zeigerdiagramm hat die folgende Form (Abb. 6) :

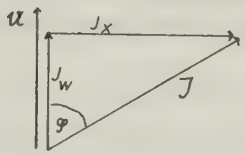


Abb. 6

Für den Wirkstrom lässt sich nun die Beziehung aufstellen :

$$I_w = I \cdot \cos \varphi \quad ,$$

und entsprechend für den Blindstrom :

$$I_x = I \cdot \sin \varphi \quad .$$

Für die Wirk- bzw. die Blindspannung gilt dann analog :

$$U_w = U \cdot \cos \varphi \quad \text{bzw.}$$
$$U_x = U \cdot \sin \varphi \quad .$$

2.3.6.3 Die Anwendung der elektromechanischen Analogie auf die ganzkörperplethysmographischen Messgrössen

Wie oben dargestellt, misst man in einem Plethysmographen eine Thoraxvolumenänderung unabhängig davon, ob diese Volumenänderung dazu führt, dass in alle Bereiche der Lunge, die ihr Volumen geändert haben, Luft aus dem Atemrohr fliesst oder nicht. Das bedeutet nach der Analogie, dass der gemessene Druck eine " Scheingrösse " ist und zwar eine komplexe Summe aus :

$$|\mathfrak{P}| = P_w + j\, P_x \,.$$

Man kann also den ermittelten Messwerten nicht entnehmen, welche " Anteile " des Druckes nur zur Kompression und Dekompression von Luft in der Lunge und nicht zur Volumenförderung nach aussen dienen, da der Betrag des Winkels φ aus dem Zeigerdiagramm (vgl. S. 28) nicht bekannt ist. Somit kann die Scheingrösse $\mathfrak{P}$ nicht in ihre Bestandteile zerlegt werden.

Als zweite Grösse wird die Atemstromsärke ($\dot{V}_m$) am Mund gemessen. Dieses $\dot{V}_m$ lässt sich nur solange messen, wie sich die Atemwege wie ein Ohmscher Widerstand verhalten, d.h. solange Luft aus der Lunge durch den Mund fliesst und umgekehrt. Damit lässt sich die Analogbeziehung aufstellen :

$$\dot{V}_m \mathrel{\hat{=}} I_w \mathrel{\hat{=}} \dot{V}_w \,.$$

Da auch kapazitive Widerstände in der Lunge angenommen wurden, muss es auch ein $\dot{V}_x = I_x$ geben.

Da die Annahme eines $\dot{V}_x$ und eines P_x aus der Tatsache abgeleitet wurde, dass es in der Lunge nicht belüftete Kompartimente - d.h. abgeschlossene Räume - gibt (vgl. Abb.4) muss gefolgert werden, dass der Blindstrom ($\dot{V}_x$) in eben diesem Kompartiment

fliesst, in dem Sinne, dass die Gasmoleküle durch den Kompressions- und Dekompressionsvorgang eine Beschleunigung und damit eine Geschwindigkeit erfahren, nämlich $\dot{V}_x$. Die Tatsache, dass dieses $\dot{V}_x$ nicht messbar ist, ergibt sich aus dem Versuchsaufbau.

Es lassen sich also zusammenfassend drei Grössen mit einem Ganzkörperplethysmographen messen :

a. $|\underline{\mathfrak{P}}| \triangleq |\underline{u}|$ (" Scheinwert ")
b. $\dot{V}_w \triangleq I_w$ (" Wirkwert ")
c. $V_w \triangleq I_w \, dt$ (" Wirkwert ") .

2.3.6.4 Zur gasdynamischen Atemarbeit

Mittels der ganzkörperplethysmographisch gemessenen Werte $P_{alveolär}$ und V_w lässt sich für einen Atemzug ein P - V - Diagramm aufstellen, dessen Flächeninhalt die gasdynamische Atemarbeit ausmacht, denn es gilt die Beziehung :

$$W \text{ }^{1)} = \int_{V_{ex}}^{V_{in}} P \cdot dV_w + \int_{V_{ex}}^{V_{in}} P \cdot dV_w \quad .$$

Da aus der Wechselstromlehre bekannt ist, dass sich die Wirkleistung " W_w " nach der Gleichung [2)]

$$W_w = |\underline{u}| \cdot I_w$$

berechnen lässt und daraus abgeleitet die Wirkarbeit"W_w " während einer Periode

$$W_w = \int_0^{\pi/2} |\underline{u}| \cdot I_w \, dt + \int_{\pi/2}^{\pi} |\underline{u}| \cdot I_w \, dt$$

---

1) $W_{\cdot}$ = gasdynamische Atemarbeit

2) vgl. Moeller-Werr (50.), S. 311

ist, kann nunmehr die These vertreten werden, dass der gemessene Betrag der gasdynamischen Atemarbeit ein reiner " Wirkwert " ist und kein " Scheinwert " [1].

N.B. : Diese These lässt sich übrigens auch durch eine ganz praktische Überlegung belegen. - Unter der Annahme, dass die plethysmographisch gemessene qasdynamische Atemarbeit eine Scheinarbeit wäre, müsste unter der Bedingung, dass der Proband normal " atmet " aber die Mundöffnung künstlich verschlossen wird ($\dot{V}_m = 0$), der x-y-Schreiber eine Scheinarbeit aufzeichnen (denn es wird hier eine Kompressionsarbeit geleistet) und der Betrag dieser Scheinarbeit müsste gleich dem Betrag der Blindarbeit sein. - Tatsächlich zeichnet der x-y-Schreiber in dieser Situation nur eine Druckachse auf und die Fläche des P - V- Diagramms ist dann gleich Null ; entsprechend ist dann auch die Scheinarbeit bzw. die Blindarbeit gleich Null.

2.3.6.5 Zur " Resistance - Schleife "

Da es sich hier messtechnisch um die gleichen Grössen wie bei der Atemarbeit handelt, kann analog festgestellt werden, dass die gemessene Beziehung zwischen alveolärem Druck (P_{alv}) und der Atemstromstärke am Mund ($\dot{V}_m = \dot{V}_w$) einen Quotienten bildet, dessen Betrag den Wert eines (Ohmschen) Widerstandes hat.

Es ist also unzulässig zu sagen, der ganzkörperplethysmographisch gemessene Atemwegswiderstand sei eine Scheingrösse (= Impedanz) in Analogie zur Wechselstromimpedanz.

---

1) vgl. dagegen Hüttemann und Huckauf (19.)

2.3.6.6 Zum Problem der Phasenverschiebung

Wäre das Atemwegssystem aus starren, in Länge und Durchmesser über einen Atemzyklus konstanten, glatten Röhren konstruiert, so wäre die Resistance-Beziehung eine Gerade, deren Steigung einzig und allein von dem konstanten Widerstandswert des Röhrensystems abhinge (vgl. Abb. 7).

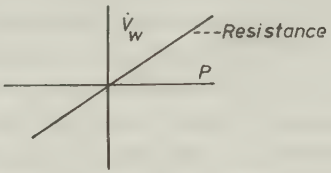


Abbildung 7

Es sind nun Bilder von Resistance-Schleifen bekannt, die nicht mehr dieses Aussehen haben, sondern z.B. besonders im exspiratorischen Bereich keulenförmig deformiert sein können (vgl. Abb. 8).

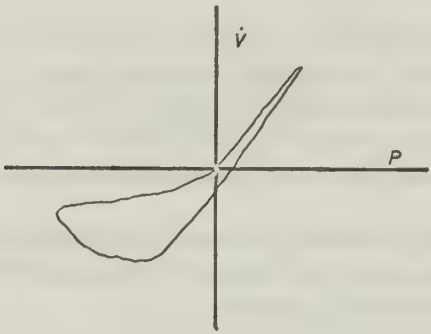


Abbildung 8

Aus der Abbildung 8 ist ersichtlich, dass hier eine Phasenverschiebung zwischen $\dot{V}_m$ und P in bestimmten Abschnitten des Atemzyklus aufgetreten ist. - Wenn diese gemessene Phasenverschiebung nicht durch technische Fehler verursacht ist, muss nach dem bisher gesagten angenommen werden, dass sie durch eine zeitabhängige Änderung des " Ohmschen Wechselstromwiderstandes " (Wirkwiderstand) in den Atemwegen zustandegekommen ist. Hieraus geht hervor, dass das gemessene R_{aw} keine konstante Grösse ist (wie üblicherweise im einfachen Wechselstromkreis), sondern mit dem Zeitablauf eines Atemzyklus variabel ist, d.h.

$$R_{aw} = f(t) \quad \text{oder}$$

$$P = k_n \cdot V^n \quad .$$

In der Abbildung 9 ist die Beziehung zwischen Resistance-Schleife und zeitvariablem Widerstand noch einmal dargestellt :

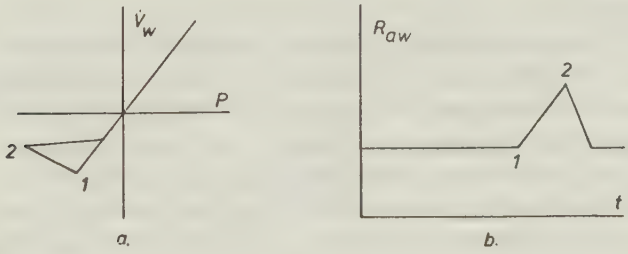


Abbildung 9

Der Widerstandswert R_{aw} zum Zeitpunkt " 1 " bzw. " 2 " (vgl. Abb. 9) kann ermittelt werden, indem Tangenten in der Abb. 9a jeweils in den beiden entsprechenden Punkten " 1 " und " 2 " angelegt werden.

Eine vollständige Ermittlung des Wirkwiderstandes R_{aw} nicht nur zu zwei Zeitpunkten, sondern über den gesamten Atemzyklus ist nur mittels eines Computers unter Anwendung der Fourier-Analyse möglich (52.).

Eine Analogiemöglichkeit aus der Wechselstromlehre für den inkonstanten Atemwegswiderstand R_{aw} bietet sich eventuell an, wenn man den Begriff der anomalen Impedanz [1] einführt, der das Verhalten von I und U beschreibt, wenn R keine Konstante ist, sondern sich laufend ändert. (Diese Möglichkeit kann hier nicht untersucht werden, da die notwendigen Ableitungen hierzu den Rahmen dieser Arbeit übersteigen würden.)

Für die vorliegende Untersuchung bleibt insgesamt nur die Möglichkeit, genau festzulegen, in welchen Punkten der Wirkwiderstand in den Atemwegen (R_{aw}) bestimmt wird und atemmechanische Parameter zu finden, die die Nichtlinearität der Druck - Fluss - Beziehung (Phasenverschiebung) zeigen. - Wie im folgenden zu zeigen ist, wurden einige " Hilfsparameter " ausgewählt - wie z.B. die verschiedenen Widerstandswerte und die Fläche der exspiratorischen Resistance-Schleife (F_{Re}) - , mit denen der " Wirkanteil " des Atemwegswiderstands in Näherung zu bestimmen ist. - Der Betrag der Impedanz und des Blindwiderstandes sowie der Scheinarbeit bzw. der kompressiven Blindarbeit lassen sich allerdings nicht mit einem Ganzkörperplethysmographen bestimmen.

---

1) Diesen Hinweis verdanke ich Herrn Prof. Dr. Hegel

2.3.7 Die Auswertungsmethodik im Einzelnen

Aus dem bisher Gesagten ergibt sich für die Auswertung der ganzkörperplethysmographisch ermittelten Messwerte folgende Vorgehensweise :

Das intrathorakale Gasvolumen (IGV) wurde in der gleichen Weise wie beim Normalkollektiv (vgl. S. 17) aus den Messwerten errechnet.

Die Auswertung der Resistance-Schleife wurde nach einem festgelegten Schema vorgenommen, wie auch aus der Abbildung 10, einer schematisierten Resistance-Schleife, hervorgeht :

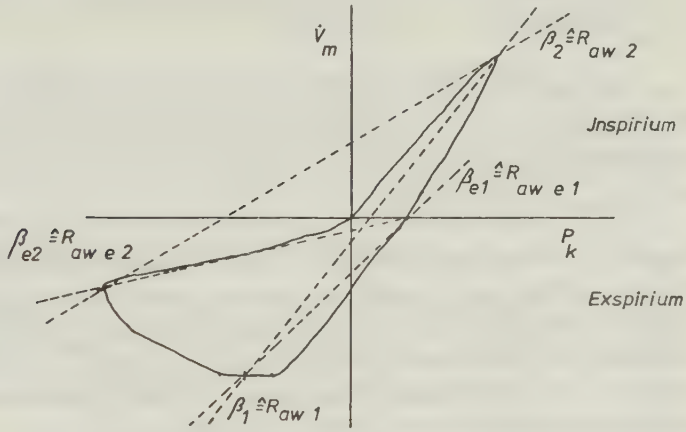


Abbildung 10

Die " Tangente " (Gerade) β_1 verbindet die maximalen Flow-Punkte ($\dot{V}_m$) zwischen In- und Exspiration. Wenn der Flow über längere Zeit im Maximum konstant blieb, wurde die Mitte dieser Strecke ausgemessen und durch diesen Punkt die " Tangente " gelegt. - Der aus der zugehörigen " Tangente " errechnete Wert des Atemwegswiderstandes wird als " $R_{aw\ 1}$ " bezeichnet und in cm $H_2O\ l^{-1}s^{-2}$ angegeben.

Die " Tangente " β_{e1} verbindet den maximalen Flowpunkt der Exspirationsphase mit dem Punkt des Exspirationsbeginns (Abb. 10). Der zugehörige Resistance-Wert wird " $R_{aw\ e1}$ " genannt.

Die " Tangente " β_2 verbindet die Druckmaxima von In- und Exspiration (Abb. 10). Der entsprechende Resistance-Wert wird " R_{aw2} " genannt.

Die " Tangente " β_{e2} verbindet den maximalen Druckpunkt der Exspirationsphase mit dem Punkt des Exspirationsbeginns (Abb. 10). Der hieraus errechnete Betrag des Atemwegswiderstandes wird als " $R_{aw\ e2}$ " bezeichnet.

Insgesamt verfügt man damit über vier verschiedene Resistance-Werte, die zusammen in etwa die jeweilige Druck - Fluss - Beziehung " eingrenzen ". Zwei Werte geben die Druck - Fluss - Beziehung für den gesamten Atemzug an : R_{aw1} und R_{aw2}, und zwar zu zwei verschiedenen Zeitpunkten. Zwei Werte geben die rein exspiratorische Druck - Fluss - Beziehung an : $R_{aw\ e1}$ und $R_{aw\ e2}$, ebenfalls zu zwei verschiedenen Zeitpunkten.

Von besonderer Bedeutung für die vorliegende Untersuchung ist die Differenz dieser zwei exspiratorischen Widerstandswerte, da sie die grosse Variabilität des Atemwegswiderstandes während der Exspiration zeigen kann [1].

---

1) vgl. den theoretischen Exkurs, S. 22 ff.

Auf der anderen Seite wird ebenfalls deutlich, dass es sich bei dieser Bestimmung nicht exakt um Tangenten handelt, sondern vielmehr um eine näherungsweise Tangentenbestimmung. Diese Unzulänglichkeit soll aufgewogen werden durch die Bestimmung der Fläche der exspiratorischen Resistance-Schleife (F_{Re}) (s.u.) und der Atemarbeit (W_g), da in diesem Falle planimetrisch vorgegangen wird.

Um die Nichtlinearität (= Phasenverschiebung) der Druck - Fluss - Beziehung in der Exspirationsphase noch weiter zu erfassen, wurden in der Auswertung zwei zusätzliche Grössen benutzt :

Auf der einen Seite das sogenannte ΔP_{AO}, das ist die Druckdifferenz bei Strömungs-Null zwischen Beginn der Inspiration und Beginn der Exspiration ; der Betrag wird in cm H_2O angegeben.

Zum anderen wurde eine zweite nicht physikalisch abgeleitete, sondern rein empirische Hilfsgrösse eingeführt, die, wie zu zeigen ist, die Veränderung der Phasenverschiebung zwischen Druck und Fluss unter Stenoseatmung besonders deutlich macht. Diese Grösse, die " F_{Re} " (= Fläche der exspiratorischen Resistance-Schleife), wurde folgendermassen definiert :

Die Fläche, die vom exspiratorischen Teil der Resistance-Schleife eingeschlossen wird, wurde planimetrisch [1] ausgemessen und wird als F_{Re} in cm^2 angegeben [2].

---

1) Planimeter, Fa. Ott

2) alle F_{Re} - Werte wurden durch Umrechnung stets in direkt vergleichbare Beträge umgewandelt, da z.T. mit verschiedener Verstärkung gearbeitet wurde.

Die besondere pathophysiologische Aussagekraft dieser Hilfsgrösse soll an einem Beispiel gezeigt werden .- Wie schon mehrfach hervorgehoben wurde, war die exspiratorische " Keulenbildung " ein hervorstechendes Kennzeichen der untersuchten COLD - Patientengruppe im Bild der Resistance-Schleife (Abb. 11).

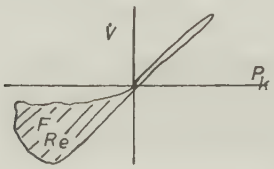


Abbildung 11

Diese " Keulenbildung " ist ein Ausdruck der Nichtlinearität der " Ohmschen " Wirkwiderstände (= anomale Impedanz) in den Atemwegen während der Exspirationsphase. Die in der Resistance-Schleife enthaltene Fläche wird wesentlich durch das Ausmass der Nichtlinearität bestimmt.- Kommt es nun mittels eines äusseren Eingriffs (z.B. durch künstliche Stenosen) zu einer Änderung des Flächeninhalts von F_{Re}, so muss sich auch die anomale Impedanz geändert haben. Z.B. bei einer Verkleinerung der F_{Re} (Abb. 12) ist die Phasenverschiebung von Druck und Fluss in der Exspirationsphase geringer geworden.

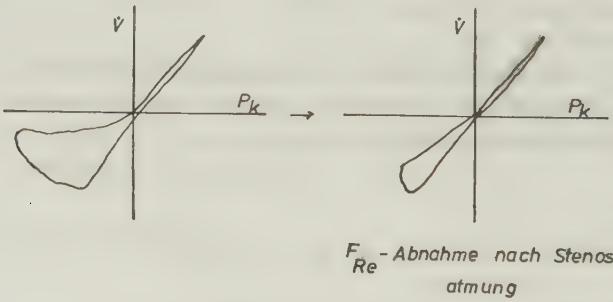


Abbildung 12

Die Änderung des Betrages der F_{Re} ist also ein zahlenmässiger Ausdruck für eine Änderung der Phasenverschiebung.-

Der exspiratorische " peak flow " (= erreichtes Maximum der Atemstromstärke) wird als $\dot{V}_{e\ max}$ in l/s angegeben.- Diese Grösse ist ein Kontrollfaktor, um sehen zu können, ob z.B. die F_{Re} in verschiedenen Versuchen deswegen kleiner geworden ist, weil die maximale exspiratorische Strömungsgeschwindigkeit allein abgesunken ist, oder ob sich tatsächlich die anomale Impedanz unter annähernd gleichen Strömungsmaxima geändert hat.

Aus dem Pneumotachogramm des ausgewählten Einzelatemzuges wurden zwei Zeitgrössen errechnet :

Auf der einen Seite die Atemfrequenz (AF) in Atemzügen pro Minute und auf der anderen Seite der Atemzeitquotient als Verhältnis von Exspirationsdauer zu Inspirationsdauer.

Es wurden drei " Arbeits "- bzw. " Leistungsgrössen " bestimmt :

Die gasdynamische Atemarbeit (W_g) pro Liter Ventilationsvolumen wurde aus der planimetrierten Fläche des P-V-Diagramms nach Umwandlung des Kammerdrucks in Alveolardruck in m kp l^{-1} ermittelt nach der Beziehung

$$W_g = \frac{\text{Fläche } (cm^2) \cdot \text{Alveolardruckfaktor } (cm\ H_2O)}{V_T\ (l)} \cdot 10^{-2}$$

Durch Eintragung der aus der Resistance-Schleife bekannten Punkte des In- und Exspirationsbeginns in das P-V-Diagramm konnte die exspiratorische Atemarbeit allein berechnet werden, indem wie oben für W_g angegeben vorgegangen wurde mit dem Unterschied, dass nur die zum exspiratorischen Teil gehörende Fläche des P-V-Diagramms planimetriert wurde ($W_{g\ e}$).

Die gasdynamische Atemleistung ($\dot{W}_g$) wurde aus dem Quotienten der Atemarbeit (s.o.) und Zeit, die für diesen Atemzug benötigt wurde (bekannt aus dem Pneumotachogramm), errechnet nach der Beziehung :

$$\dot{W}_g = \frac{W_g \ (m \ kp \ l^{-1})}{\text{Dauer des Atemzugs (s)}} \quad .$$

Bei diesen drei Atemarbeits- bzw. Leistungsgrössen besteht die oben beschriebene Ungenauigkeit nicht, wie sie bei der Ermittlung der vier R_{aw} - Werte mittels " Tangenten " auftrat.- Der jeweils berechnete Betrag stellt den Wirkanteil der gasdynamischen Atemarbeit, der exspiratorischen Atemarbeit bzw. der Atemleistung dar. Diese Arbeit bzw. Leistung wird vom Patienten bei jedem Atemzug gegen die nichtlinearen Widerstände in den Atemwegen aufgebracht. Die Bedeutung der Auswertung der Atemleistung liegt in der Elimination des Zeitfaktors, so dass Werte verschiedener Untersuchungsgänge, bei denen ein Patient mit verschiedenen Frequenzen geatmet hat, direkt vergleichbar sind.- Die Ermittlung der exspiratorischen Atemarbeit ist notwendig, um erkennen zu können, ob die benutzten künstlichen exspiratorischen Stenosen vornehmlich während der Exspiration eine Wirkung haben.

Aufgrund der hier dargestellten und begründeten Methodik wurden mit dem Ganzkörperplethysmographen insgesamt folgende Grössen bestimmt :

1. Das intrathorakale Gasvolumen (IGV).
2. Vier Resistance-Werte (R_{aw}), die näherungsweise die Grösse nichtlinearer Atemwegswiderstände (" Wirkanteil ") angeben.- Hier zugehörig zwei Werte (ΔP_{AO} und besonders die F_{Re}), die die durch die Nichtlinearität der Widerstände bedingte Phasenverschiebung der Druck - Fluss - Beziehung wiedergeben.
3. Als " Zeitwerte " die Atemfrequenz (AF) und den Atemzeitquotienten (AZQ).

4. Die gasdynamische Atemarbeit bzw. -leistung gegen die nichtlinearen Atemwegswiderstände (" Wirkanteil ") (W_g bzw. $\dot{W}_g$), sowie die exspiratorische gasdynamische Atemarbeit ($W_{g\ e}$).
5. In erster Linie als " Kontrollfaktor " wurden die maximal erreichte exspiratorische Atemstromstärke ($\dot{V}_{e\ max}$) und das Atemzugsvolumen (V_T) bestimmt.
6. Zusätzlich wurden Flow - Volume - Kurven aufgezeichnet, die nicht mathematisch ausgewertet wurden, aber zur anschaulichen Untermauerung bestimmter Erklärungen herangezogen werden.

2.3.8 Einschränkungen der Aussagefähigkeit der Ergebnisse, die sich durch die gewählte Methodik ergeben

Wie oben erwähnt, wurde den Patienten die Atemtiefe und die Atemfrequenz innerhalb bestimmter Grenzen freigestellt. Dadurch wird scheinbar die Vergleichbarkeit der Änderung verschiedener Grössen (z.B. Resistance und Atemarbeit) unter Stenoseatmung bei den einzelnen Patienten gestört.

Es kann aber davon ausgegangen werden, dass jeder Patient die Atemtiefe und die Atemfrequenz so wählt, dass unter den jeweiligen Bedingungen die niedrigste Atemarbeit bzw. Resistance resultiert (23.) und dabei dennoch eine effektive Ventilation möglich ist.

Insofern kann der jeweilige Messwert in Näherung als der für den einzelnen Patienten niedrigste angesehen werden und somit entsteht doch eine Vergleichbarkeit der Einzelergebnisse.

Da die eigentliche Messung nach einer Stabilisierungszeit der Plethysmographenkammer (ca. 2 Min.) über eine Dauer von ca. 3 - 5 Minuten vorgenommen wurde, kann nicht in jedem Fall davon ausgegangen werden, dass ein physiologisches steady - state erreicht wurde, im Sinne einer Anpassung an eine veränderte Situation (Plethysmographenkammer, künstliche Stenose) für den Patienten.

Wegen der Unzumutbarkeit einer längeren Aufenthaltsdauer in der Kammer, sowie wegen des CO_2-Anstiegs im Atembeutel und einer zu starken Erwärmung der Kammerluft wäre eine längere Messung nicht möglich gewesen, so dass hier ein Kompromiss geschlossen werden musste.

3. UNTERSUCHUNGSERGEBNISSE

3.1 Das Normalkollektiv

3.1.1 Das intrathorakale Gasvolumen

Bei den gesunden Versuchspersonen wurde unter Ausgangsbedingungen das intrathorakale Gasvolumen (IGV) mit durchschnittlich 3,6 l bestimmt (vgl. Tab. 3).

Nach Zwischenschaltung der 7 mm - Stenose stieg das IGV auf durchschnittlich 4,23 l an. Die stenosebedingte Zunahme des IGV betrug also + 0,63 l. Diese durchschnittliche Vermehrung des IGV unter Stenose ist grösser als die Streuung von Einzelmesswerten bei Spontanatmung, die Islam und Ulmer (25.) mit $\pm$ 3,5 % angegeben haben.

Es fällt auf, dass im Vergleich der Einzelprobanden erhebliche Unterschiede auftreten (vgl. Tab. 4, S.114) :

Die IGV-Änderung der weiblichen Versuchspersonen hat eine grössere Streubreite (0 l - 1,1 l) als die der männlichen (0,31 - 0,85 l).

Die hier gewonnenen Durchschnittsergebnisse stehen in Übereinstimmung mit dem von Ulmer und Islam (24.) bei gesunden Versuchspersonen unter externer Stenoseatmung [1)] gemessenen Wert der IGV-Änderung von ca. 0,5 l.- Ingram und Schilder (3.) fanden ebenfalls - allerdings bei spirometrischen Messungen - eine

---

1) Leider wird in dieser Arbeit der Eigenwiderstand der Stenose nicht angegeben ; er wird aber nach einer dort zu findenden Abbildung (Abb. 1a, S. 175 a.a.O.) auf ca. 10 cm H_2O $l^{-1}s^{-2}$ zu schätzen sein.

Zunahme der endexspiratorischen Lage um 600 ml bei gesunden Probanden unter Stenoseatmung.

Tab. 3 Normalkollektiv - Durchschnittsergebnisse [1] (n = 10)

Messgrösse	Atmung ohne Stenose	Atmung mit 7 mm - Stenose
IGV (l)	M 3,60 SD ± 0,76	M 4,23 SD ± 0,79
R_{aw} e $\frac{(cm\ H_2O)}{(l/s)}$	M 1,53 SD ± 0,47	M 9,04 SD ± 1,66

1) zur besseren Übersicht finden sich die Einzelwerttabellen im allgemeinen im tabellarischen Anhang, S.109

3.1.2 Der Atemwegswiderstand

Beim Normalkollektiv wurde ein durchschnittlicher Atemwegswiderstand von 1,53 cm $H_2O\,l^{-1}s^{-2}$ unter Ausgangsbedingungen gemessen (vgl. Tab. 3), wobei die Resistance über den gesamten Atemzug nahezu identisch war mit der rein exspiratorischen ($R_{aw} \simeq R_{aw\ e}$). Bei Messung mit der 7 mm - Stenose erhöhte sich der Atemwegswiderstand auf 9,04 cm $H_2O\,l^{-1}s^{-2}$. Die mittlere stenosebedingte Zunahme der Resistance betrug demnach 7,52 cm $H_2O\,l^{-1}s^{-2}$. Dieser Betrag liegt sehr dicht bei dem Wert, der als Eigenwiderstand der künstlichen Stenose mit 8,75 cm $H_2O\,l^{-1}s^{-2}$ angegeben wurde [1].

Aus der Tabelle 5, S.115 gehen die bei den einzelnen Probanden gemessenen Resistance-Werte bei Spontan- und Stenoseatmung hervor.

Der inspiratorische Teil der Resistance-Schleife wurde durch die vorgeschaltete Stenose bei keinem Probanden verändert, was die rein exspiratorische Wirksamkeit der im Versuch benutzten Stenose belegt (vgl. Abb. 13, S.47).

Aus den Resistance-Schleifen des Normalkollektivs bei Stenoseatmung ist ersichtlich, dass die im Versuch benutzten Stenosen nicht ein völlig lineares Widerstandsverhalten zeigen (vgl. Abb. 13, S.47). Erst oberhalb einer Strömungsgeschwindigkeit von über 0,3 l/s wird offensichtlich der Eigenwiderstand der Stenosen wirksam. Dennoch traten keine nennenswerten Phasenverschiebungen zwischen Druck und Fluss bei Stenoseatmung auf ($F_{Re} < 0{,}2\ cm^2$), etwa in dem Umfang wie sie bei der untersuchten Patientengruppe bei Spontanatmung zu beobachten war.

---

1) vgl. Methodik, S.11

Eine Verminderung der exspiratorischen Strömungsgeschwindigkeit, wie sie von Ingram und Schilder (3.) unter Stenoseatmung gesehen wurde, konnte hier schon aufgrund der Versuchsanordnung [1] bei diesem Kollektiv nicht festgestellt werden ; allerdings war vergleichsweise zu den Punkten des maximalen transbronchialen Druckes bei Atmung ohne Stenose die in den entsprechenden Druckbereichen liegende Strömungsgeschwindigkeit unter Stenoseatmung bei allen Probanden niedriger (vgl. Abb. 13.1 und 13.2, S. 47).

Wie aus der Abbildung 13.3 auch zu ersehen ist, gibt der angegebene Wert von $R_{aw\,e}$ bei Stenoseatmung näherungsweise einen mittleren exspiratorischen Atemwegswiderstand an, da die angelegte Tangente in etwa der mittleren Steigung der Kurve entspricht.

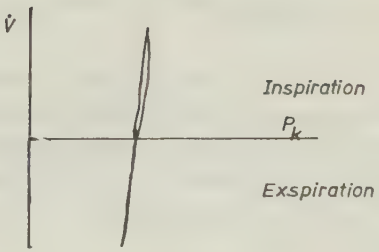
Der Verlauf der Resistance-Schleifen im exspiratorischen Anteil bei Stenoseatmung bietet ein Bild, wie es von Patienten mit extrathorakalen Narbenstenosen der Trachea, intrathorakaler Struma (26.) oder (allergischem) Glottisödem (27.) bekannt ist (vgl. Abb. 13.2, S. 47).

---

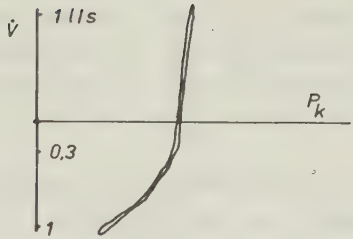
1) das $\dot{V}_{e\,max}$ war auf 1 l/s festgelegt.

Abb. 13: PV̇ - Diagramme einer gesunden Versuchsperson (Nr.1)

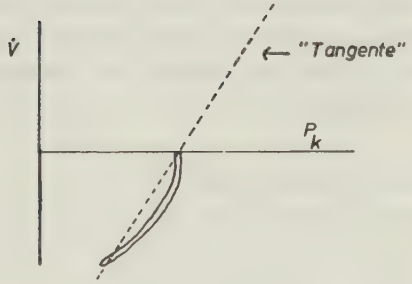
1. Atmung ohne Stenose



2. Atmung mit der 7 mm - Stenose



3. Darstellung der R_{awe} - Ermittlung mittels einer "Tangente"



3.2 Untersuchungsergebnisse beim Patientenkollektiv

3.2.1 Übersicht

Bevor die Untersuchungsergebnisse beim Patientenkollektiv im Detail dargestellt werden, soll zunächst anhand der Durchschnittsergebnisse einiger ausgewählter Parameter, die im Vordergrund der Betrachtung stehen, die Wirkung der 7- bzw. 5 mm - Stenose bei den 12 untersuchten COLD - Patienten gezeigt werden (Tab. 6, S.50).

In der Patientengruppe war das intrathorakale Gasvolumen unter Ausgangsbedingungen mit durchschnittlich 7,16 l weit über die Norm (vgl. Tab. 6, S.50) erhöht. Im Gegensatz zum Normalkollektiv erhöhte sich nach Vorschalten der 7 mm - Stenose das IGV nicht, sondern fiel sogar im Durchschnitt um 0,10 l auf 7,06 l ab. Erst bei der 5 mm - Stenose ergab sich ein Anstieg des IGV um 0,61 l auf 7,77 l.

Alle Durchschnittsbeträge des Atemwegswiderstandes waren bei der Atmung ohne Stenose stets über die Norm [1] erhöht mit $R_{aw\ 1}$ von 6,36 -, einem $R_{aw\ 2}$ von 8,87 -, einem $R_{aw\ e1}$ von 8,38 - und einem $R_{aw\ e2}$ von 18,76 cm $H_2O\ l^{-1}s^{-2}$. - Die COLD - Patientengruppe unterschied sich nicht allein durch den erhöhten Atemwegswiderstand vom Normalkollektiv. Ein weiteres wesentliches Kennzeichen ist die deutliche Differenz der beiden in der Exspirationsphase liegenden Widerstandswerte $R_{aw\ e1}$ und $R_{aw\ e2}$ als Ausdruck des Anstiegs des Atemwegswiderstandes noch während der Exspiration.

---

1) vgl. Ulmer u.a. (11.)

Nach Vorschalten der 7 mm - Stenose stiegen drei Werte des Atemwegswiderstandes an, nämlich $R_{aw\ 1}$ auf 8,51 -, $R_{aw\ 2}$ auf 9,97 - und $R_{aw\ e1}$ auf 11,84 cm $H_2O\ l^{-1}s^{-2}$.

Tab. 6 : Übersichtstabelle der Durchschnittsergebnisse ausgewählter Einzelparameter beim gesamten Patientenkollektiv

Messgrösse	Atmung ohne Stenose	Atmung mit 7 mm-Stenose	Atmung mit 5 mm-Stenose
IGV (l)	M 7,16 SD ± 1,47 n = 12	M 7,06 SD ± 1,89 n = 9	M 7,77 SD ± 0,92 n = 9
$R_{aw\ 1}$ $\frac{(cm\ H_2O)}{(l/s)}$	M 6,36 SD ± 2,86 n = 12	M 8,51 SD ± 3,55 n = 9	M 8,78 SD ± 3,86 n = 9
$R_{aw\ 2}$ $\frac{(cm\ H_2O)}{(l/s)}$	M 8,87 SD ± 4,97 n = 12	M 9,97 SD ± 3,56 n = 9	M 9,27 SD ± 4,21 n = 9
$R_{aw\ e1}$ $\frac{(cm\ H_2O)}{(l/s)}$	M 8,38 SD ± 3,94 n = 12	M 11,84 SD ± 4,50 n = 9	M 15,34 SD ± 6,23 n = 9
$R_{aw\ e2}$ $\frac{(cm\ H_2O)}{(l/s)}$	M 18,76 SD ± 14,12 n = 12	M 16,31 SD ± 7,34 n = 9	M 18,26 SD ± 10,23 n = 9
F_{Re} (cm^2)	M 8,90 SD ± 6,26 n = 12	M 3,50 SD ± 2,91 n = 9	M 2,58 SD ± 1,89 n = 9
$\dot{V}_{e\ max}$ (l/s)	M 0,82 SD ± 0,22 n = 12	M 0,65 SD ± 0,11 n = 9	M 0,52 SD ± 0,06 n = 9
W_g $\frac{(mkp)}{(l)}$	M 0,11500 SD ± 0,04690 n = 11	M 0,12060 SD ± 0,03974 n = 9	M 0,12512 SD ± 0,03549 n = 8
$\dot{W}_g$ $\frac{(mkp)}{(l/s)}$	M 0,01920 SD ± 0,01000 n = 11	M 0,01855 SD ± 0,00836 n = 9	M 0,01754 SD ± 0,00707 n = 8
AZQ	M 1,56 SD ± 0,45 n = 12	M 1,81 SD ± 0,29 n = 9	M 1,97 SD ± 0,35 n = 9

Der 7 mm - stenosebedingte Anstieg des $R_{aw\ e1}$ um 3,46 cm $H_2O\ l^{-1}s^{-2}$ bei der Patientengruppe unterscheidet sich deutlich von der $R_{aw\ e}$ - Änderung im Vergleich zum Ausgangswert bei 7 mm - Stenose - Atmung des Normalkollektivs, die mit 7,51 cm $H_2O\ l^{-1}s^{-2}$ bestimmt wurde (vgl. Tab. 3, S. 44).

Noch deutlicher wird dieser Unterschied zwischen der COLD - Patientengruppe und dem Normalkollektiv bei Betrachtung des $R_{aw\ e2}$ - Wertes unter 7 mm-Stenoseatmung, der bei der Patientengruppe durchschnittlich sogar im Verhältnis zum Ausgangswert auf 16,31 cm $H_2O\ l^{-1}s^{-2}$ absinkt. - Insgesamt unterscheiden sich also Normalkollektiv und Patientenkollektiv sehr deutlich in Art und Umfang der Änderung des Atemwegswiderstandes nach Vorschalten der 7 mm - Stenose.

Unter Verwendung der 5 mm - Stenose ändern sich die durchschnittlichen Resistance-Werte $R_{aw\ 1}$ und $R_{aw\ 2}$ entweder überhaupt nicht oder nur unwesentlich (vgl. Tab. 6, S. 50) in der Patientengruppe. Dagegen zeigen die rein exspiratorisch gemessenen Widerstandswerte unterschiedliche Veränderungen im Verhältnis zu den Ausgangswerten : Während der $R_{aw\ e1}$ - Betrag auf 15,34 cm $H_2O\ l^{-1}s^{-2}$ ansteigt, bleibt der $R_{aw\ e2}$ - Wert mit 18,26 cm $H_2/\ l^{-1}s^{-2}$ nahezu konstant. Im Durchschnitt erhöht sich demnach der exspiratorische Atemwegswiderstand in den zwei bestimmten Punkten - ausgedrückt als $R_{aw\ e1}$ und $R_{aw\ e2}$ - beim Patientenkollektiv nicht um den Eigenwiderstand der vorgeschalteten 5 mm - Stenose, der mit 23 cm $H_2O\ l^{-1}s^{-2}$ bestimmt wurde. Insgesamt zeigt sich hier eine ähnliche Tendenz wie schon bei der 7 mm - Stenose.

Die maximal erreichte exspiratorische Atemstromstärke ($\dot{V}_{emax}$) unter Ruhebedingungen ändert sich im Durchschnitt mit dem Stenosedurchmesser. Während unter Ausgangsbedingungen ein Wert von 0,82 l/s gemessen werden konnte, lag er bei der 7 mm - Stenose bei 0,65 l/s und bei der 5 mm - Stenose bei 0,52 l/s.

Diese $V_{e\ max}$ - Änderung ist insbesondere in Hinsicht auf die $R_{aw\ el}$ - Veränderungen unter Stenoseatmung zu beachten, da der Betrag von $R_{aw\ el}$ wesentlich vom jeweils erreichten $V_{e\ max}$ mitbestimmt wird.

Die Fläche der exspiratorischen Resistance-Schleife (F_{Re}) in cm^2 spiegelt die Grösse der exspiratorischen " Keule " wieder bzw. ist Ausdruck der Nichtlinearität der Druck-Fluss-Beziehung [1]. Dieses beim Lungengesunden bei Ruheatmung nicht zu beobachtende Phänomen war ein besonderes Kennzeichen der hier untersuchten COLD - Patienten unter Ausgangsbedingungen. Durchschnittlich fand sich ein F_{Re} von 8,9 cm^2. Nach Vorschalten der 7 mm - Stenose wurde diese Fläche auf 3,5 cm^2 reduziert, bei der 5 mm - Stenose sogar auf 2,58 cm^2. Auf die pathophysiologische Bedeutung der Änderung dieses Parameters unter Stenoseatmung kann erst im Rahmen der Diskussion der Ergebnisse eingegangen werden (vgl. S.90f.).

Die gasdynamische Atemarbeit (W_g), deren Betrag aus o.a. Gründen nur die reine Wirkarbeit wiedergibt, ist ein genauerer Parameter als die angegebenen Resistance-Werte, da hier der gesamte Atemzyklus und nicht Einzelpunkte mit einem Zahlenwert für W_g dargestellt wird. Im Durchschnitt wurde für die Patientengruppe ein W_g von 0,11500 m kp l^{-1} unter Ausgangsbedingungen registriert. Nach Vorschalten der 7 mm - Stenose stieg dieser Betrag (gering) auf 0,12060 m kp l^{-1} an, bei der 5 mm - Stenose auf 0,12512 m kp l^{-1}.

Da während der verschiedenen Untersuchungen die Atemfrequenz nicht konstant war, sind zusätzlich die Werte für die gasdynamische Atemleistung ($\dot{W}_g$) von Bedeutung. Hier zeigt sich, dass der

---

1) vgl. Abb. 12, S. 38 bzw. die Überlegungen im methodischen Teil zu dieser Frage.

Mittelwert der gasdynamischen Atemleistung, der unter Ausgangsbedingungen 0,01920 m kp $l^{-1}s^{-2}$ betrug, auf 0,01855 m kp $l^{-1}s^{-2}$ bei der 7 mm - Stenose bzw. auf 0,01754 m kp $l^{-1}s^{-2}$ bei der 5 mm - Stenose abfiel.

Der Atemzeitquotient (AZQ) erhöhte sich im Durchschnitt beim Patientenkollektiv mit dem Stenosedurchmesser, d.h. von 1,56 bei freier Atmung stieg er auf 1,81 bei 7 mm - Stenoseatmung und auf 1,97 bei der 5 mm - Stenose - Untersuchung.

Die bisher dargestellten Durchschnittsergebnisse lassen sich kurz so zusammenfassen :

Bei den untersuchten COLD -Patienten wurden das IGV und die verschiedenen Resistance-Werte nicht wie bei lungengesunden Versuchspersonen durch die 7 mm - Stenose erhöht. Auch die 5 mm - Stenose erhöhte die Atemwegswiderstände bei weitem nicht um den Betrag des Eigenwiderstandes der Stenose, erhöhte aber das IGV. Die F_{Re} (exspiratorische " Keule ") wurde durch die Stenosen stark reduziert ; ebenso wurde der exspiratorische peak-flow bei Ruheatmung unter der Stenose vermindert. Die gasdynamische Atemarbeit stieg unter der Stenose im Vergleich nur geringfügig an, während die gasdynamische Atemleistung sogar wenig abfiel. Der AZQ stieg mit dem Stenosedurchmesser an.

Bisher wurden nur Durchschnittsergebnisse für das Patientenkollektiv dargestellt. Die Einzelergebnisse differieren jedoch je nach der Ausgangssituation (s.u.) erheblich. Deswegen wird eine ausschliessliche Mittelwertbetrachtung dem Problem nicht gerecht. Im folgenden Teil werden daher die Patienten in zwei Gruppen eingeteilt und zwar entsprechend dem ursprünglich wesentlichen Auswahlkriterium einer vorhandenen exspiratorischen " Keule " im Bild der Resistance-Schleife in eine Gruppe, die eine relativ grössere " Keule " bei Ruheatmung, und eine, die eine relativ

kleinere " Keule " bot.- Als Masszahl für die Gruppeneinordnung (und damit für die " Keuligkeit ") wird die Differenz der beiden exspiratorisch bestimmten Resistance-Werte $R_{aw\ e1}$ und $R_{aw\ e2}$ genommen.

3.2.2 Die Gruppeneinteilung der Patienten

Die 12 untersuchten COLD - Patienten wurden in zwei Gruppen zu je 6 Patienten eingeteilt. Die 6 Patienten in der Gruppe I zeigten eine Differenz der beiden exspiratorischen Resistance-Werte von über 4,6 cm $H_2O\ l^{-1}s^{-2}$, die entsprechende Differenz in der Gruppe II liegt unter diesem Wert [1]. Die Bedeutung dieser bei freier Atmung bestimmten Differenz ist in der Tatsache begründet, dass bei den Patienten der Gruppe I der Atemwegswiderstand während der Exspiration stärker ansteigt als in der Gruppe II. Die Festlegung der Zuordnungsgrenze ist in gewissem Masse willkürlich ; sie erklärt sich zunächst aus dem untersuchten Patientengut und soll in erster Linie dazu dienen, bestimmte Trends bei der Stenoseatmung besser herausarbeiten zu können.

Zusätzlich unterscheiden sich die Beträge der zwei exspiratorischen Resistance-Werte in beiden Gruppen deutlich in ihrer absoluten Höhe. In der Gruppe I wurde unter Ausgangsbedingungen ein durchschnittliches $R_{aw\ e1}$ von 10,90 cm $H_2O\ l^{-1}s^{-2}$ gemessen, während es in der Gruppe II nur 5,77 cm $H_2O\ l^{-1}s^{-2}$ betrug. Analog sind die Ergebnisse für den $R_{aw\ e2}$ - Wert, der in der Gruppe I mit durchschnittlich 30,60 cm $H_2O\ l^{-1}s^{-2}$ und in der Gruppe II mit 6,94 cm $H_2O\ l^{-1}s^{-2}$ bestimmt wurde (vgl. Tabelle 7, S.116).

---

1) vgl. Tab. 7, S.116

3.2.3 Die Veränderung des intrathorakalen Gasvolumens bei Stenoseatmung

Das durchschnittliche IGV bei freier Ruheatmung wurde in der Gruppe I mit 7,42 l und in der Gruppe II mit 6,73 l bestimmt (vgl. Tab. 8, S.117). In beiden Gruppen ist es signifikant gegenüber dem Sollwert erhöht (vgl. Tab. 2, S. 4).

Nach Vorschalten der 7 mm - Stenose nahm das IGV in Gruppe I um 0,11 l und in Gruppe II um 0,13 l durchschnittlich ab.

Im Durchschnitt wurde unter der Annahme der Streuung von Einzelmesswerten von $\sigma \pm 3{,}5\ \%$ [1] keine Änderung des IGV durch die 7 mm - Stenose verursacht. - Dennoch ergaben sich für einzelne Patienten wesentliche IGV-Änderungen durch die Stenose (bis zu 1 l IGV-Zunahme).

Beim Normalkollektiv war die IGV-Erhöhung durch die 7 mm - Stenose durchschnittlich grösser als in beiden Patientengruppen. Trotz der Streuung der Einzelergebnisse in beiden Untersuchungskollektiven kann sicher festgestellt werden, dass im Gegensatz zum Normalkollektiv bei vier der neun Patienten, die mit dieser Stenose untersucht wurden, das IGV vergleichsweise zur freien Atmung deutlich abnahm.-

Die Konstanz der Durchschnittswerte des IGV wurde auch von Ingram und Schilder (3.) bei COLD - Patienten (" Lippenpfeifer ") unter Stenoseatmung anhand einer geringen Erhöhung der endexspiratorischen Lage im Spirogramm um 0,125 l beobachtet. Für

---

1) vgl. Islam, Ulmer (25.)

COLD - Patienten, die keine " Lippenpfeifer " waren, fanden Ingram und Schilder (3.) eine Erhöhung der endexspiratorischen Lage um 0,44 l. In beiden Patientengruppen stellten die genannten Untersucher (3.) eine geringere Erhöhung der endexspiratorischen Lage als beim Normalkollektiv fest ; dieselbe Beobachtung geht aus den eigenen Ergebnissen hervor.

Erst bei der Untersuchung mit der 5 mm - Stenose stieg das IGV durchschnittlich an und zwar in der Gruppe I nur um 0,14 l und in der Gruppe II um 0,60 l. Der IGV - Betrag stieg also bei der Gruppe II erst bei der 5 mm - Stenose um den Wert an, um den er beim Normalkollektiv schon bei der 7 mm - Stenose angestiegen war. In der Gruppe I ist der Anstieg noch geringer.

Diese Ergebnisse lassen sich zu der folgenden Aussage zusammenfassen : Für die Gruppe I haben die 5- und 7 mm - Stenose ebenso wie für die Gruppe II die 7 mm - Stenose nicht zur Folge, dass - durchschnittlich - das Lungenvolumen, das nach einer normalen Exspiration in der Lunge verbleibt, erhöht wird.

Dagegen erhöht eine 7 mm - Stenose bei gesunden Versuchspersonen das IGV deutlich.

3.2.4 Die Veränderungen der Widerstandsgrössen bei Stenoseatmung

3.2.4.1 $R_{aw\ 1}$

Der Atemwegswiderstand $R_{aw\ 1}$ lag in der Gruppe I bei 8,14 cm $H_2O\ l^{-1}s^{-2}$ bzw. in der Gruppe II bei 4,54 cm $H_2O\ l^{-1}s^{-2}$ unter Ausgangsbedingungen (vgl. Tab. 9, S.118).

Bei der Untersuchung mit der 7 mm - Stenose änderte sich $R_{aw\ 1}$ in der Gruppe I mit einer durchschnittlichen Zunahme von 0,78 cm $H_sO\ l^{-1}s^{-2}$ kaum, obwohl der Stenoseeigenwiderstand 8,75 cm $H_2O\ l^{-1}s^{-2}$ beträgt. In der Gruppe II wurde ein höherer $R_{aw\ 1}$ - Anstieg beobachtet, der aber auch mit + 2,97 cm $H_2O\ l^{-1}s^{-2}$ deutlich unter dem Wert des Eigenwiderstandes liegt.

Bei Vorschalten der 5 mm - Stenose unterschied sich die $R_{aw\ 1}$ - Änderung in beiden Gruppen nicht wesentlich, da $R_{aw\ 1}$ in der Gruppe I um 3,09 - und in der Gruppe II um 2,41 cm $H_2O\ l^{-1}s^{-2}$ zunahm. Der Eigenwiderstand der Stenose betrug in diesem Fall immerhin 23 cm $H_2O\ l^{-1}s^{-2}$.

3.2.4.2 $R_{aw\ e1}$

Die Messergebnisse , die für den exspiratorischen Strömungswiderstand $R_{aw\ e1}$ gefunden wurden, gehen aus der Tabelle 10, S. 119 hervor.

Die durchschnittliche $R_{aw\ e1}$ - Zunahme bei der 7 mm - Stenose konnte in der Gruppe I mit 1,55 - bzw. in der Gruppe II mit 4,46 cm $H_2O\ l^{-1}s^{-2}$ bestimmt werden.

Bei der 5 mm - Stenose nahm dagegen $R_{aw\ e1}$ um 9,42 - in Gruppe I bzw. um 5,88 cm $H_2O\ l^{-1}s^{-2}$ in Gruppe II zu.

Diese Ergebnisse unterscheiden sich deutlich von den beim Normalkollektiv unter Stenoseatmung gefundenen Ergebnissen, da bei ihnen eine durch die 7 mm - Stenose bedingte Zunahme des Atemwegswiderstandes ($R_{aw\ e}$) von durchschnittlich 7,52 cm $H_2O\ l^{-1}s^{-2}$ gemessen wurde, während in der Patientengruppe I $R_{aw\ e1}$ nicht wesentlich und in der Gruppe II nicht in diesem Umfang zunahm. Auch die 5 mm - Stenose erhöhte $R_{aw\ e1}$ in keinem Fall um den Betrag des Stenoseeigenwiderstandes, vielmehr stieg bei den meisten Patienten aus beiden Gruppen dieser Widerstand noch nicht einmal um die Hälfte des Stenosewiderstandes.

3.2.4.3 $R_{aw\ 2}$

Der dem $R_{aw\ 1}$ zeitlich nachgeordnete Atemwegswiderstand $R_{aw\ 2}$ wurde bei den Patienten der Gruppe I mit 12,74 cm $H_2O\ l^{-1}s^{-2}$ und den Patienten der Gruppe II mit 5,01 cm $H_2O\ l^{-1}s^{-2}$ unter Ausgangsbedingungen bestimmt (vgl. Tab. 11, S.120).

In der Gruppe I wurde $R_{aw\ 2}$ unter beiden Stenosen gesenkt oder blieb wenigstens konstant. Dagegen wurde $R_{aw\ 2}$ bei allen Patienten aus der Gruppe II erhöht, nie aber um den jeweiligen Stenoseeigenwiderstand, sondern nur um 3,72 cm $H_2O\ l^{-1}s^{-2}$ bei der 7 mm - Stenose bzw. um 2,35 cm $H_2O\ l^{-1}s^{-2}$ bei der 5 mm - Stenose (vgl. Tab. 11).

Auch für diesen Wert unterscheiden sich Normal- und Patientenkollektiv - abgestuft nach Gruppen - sehr deutlich in der Änderung des Atemwegswiderstandes bei Stenoseatmung.

3.2.4.4 $R_{aw\ e2}$

Die Einzelwerte, die bei der Messung des exspiratorischen Atemwegswiderstandes $R_{aw\ e2}$ gefunden wurden, gehen aus der Tabelle 12, S.121 hervor.

Beide Patientengruppen unterscheiden sich deutlich in der Ausgangssituation, da für Gruppe I ein $R_{aw\ e2}$ von 30,60 cm $H_2O\ l^{-1}s^{-2}$ und für die Gruppe II von 6,99 cm $H_2O\ l^{-1}s^{-2}$ bestimmt wurde.

Die Unterschiedlichkeit der beiden Gruppen setzt sich bei der Stenoseatmung fort : Während in der Gruppe I $R_{aw\ e2}$ bei der 7 mm - Stenose durchschnittlich um 9,26 cm $H_2O\ l^{-1}s^{-2}$ und bei der 5 mm-Stenose um 7,86 cm $H_2O\ l^{-1}s^{-2}$ gesenkt wurde, erhöhte sich $R_{aw\ e2}$ für die Gruppe II um 3,59 cm $H_2O\ l^{-1}s^{-2}$ bei der 7 mm - Stenose und um 6,09 cm $H_2O\ l^{-1}s^{-2}$ bei der 5 mm - Stenose.

Hinsichtlich dieses Widerstandswertes unterscheiden sich nicht nur die beiden Patientengruppen untereinander wesentlich in der Wirkung einer exspiratorischen Stenose, sondern am deutlichsten wird der Stenoseeffekt, wenn man die Gruppe I mit dem Normalkollektiv vergleicht, da in der Gruppe I der Widerstand sogar gesenkt wurde.

3.2.4.5 $\dot{V}_{e\ max}$

Für die Betrachtung der einzelnen Widerstandswerte ist die Kenntnis der zugehörigen maximalen exspiratorischen Atemstromstärke ($\dot{V}_{e\ max}$) notwendig (vgl. Tab. 13, S.122).

Durch die 7 mm - Stenose wurde das $\dot{V}_{e\ max}$ um 0,1 l/s in Gruppe I bzw. um 0,14 l/s in Gruppe II gesenkt. Deutlicher war die Senkung des " peak-flow " beim 5 mm - Stenose-Versuch.

Hier " pendelte " er sich bei allen Patienten um ca. 0,5 l/s ein.

Es ist allerdings zu beachten, dass der relative durch die Stenose bedingte Abfall des $\dot{V}_{e\ max}$ für die Gruppe II doppelt so gross war wie für die Gruppe I bei Vorschalten der 5 mm - Stenose.

3.2.4.6 R_{aw} - Gesamt (Exspirium)

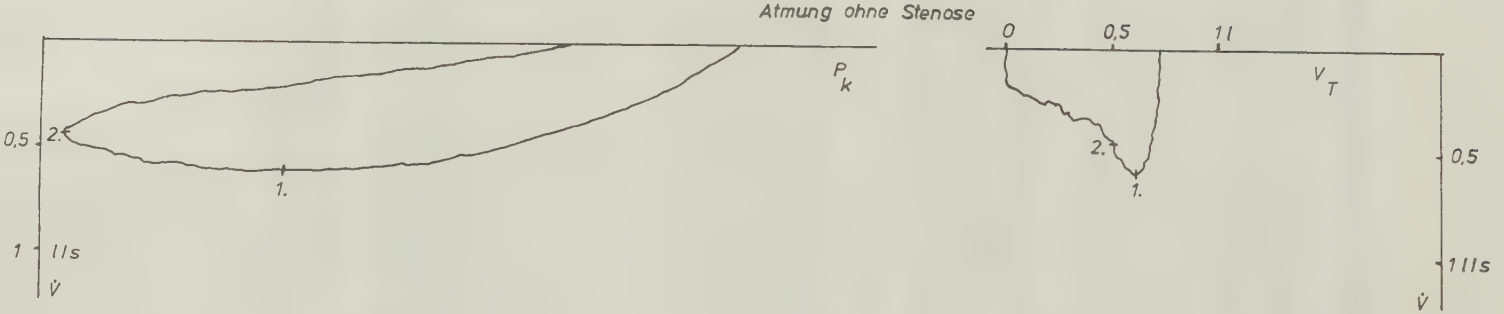
Da der exspiratorische Atemwegswiderstand nur in zwei Punkten bestimmt wurde, ist es wesentlich, die zeitabhängige Bedeutung der aufgeführten Werte zu klären, um die Gewichtigkeit des entsprechenden Widerstandswertes in der Exspirationsphase erkennen zu können.

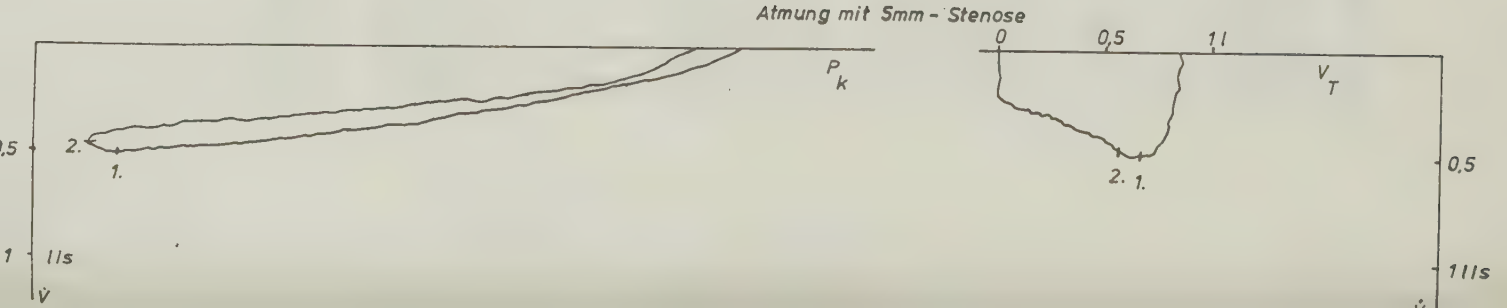
Die zeitliche Zuordnung lässt sich durch die Bestimmung des jeweils exspirierten Atemzugsvolumens aus der " flow-volume "-Kurve und des zugehörigen Widerstandswertes ermitteln. Dieses soll am Beispiel der Original-Kurven des Patienten R.K. (Nr. 3) vorgenommen werden (vgl. dazu Abb. 14, S. 62).

In der Ausgangssituation ist dieser Patient dadurch gekennzeichnet, dass der im Punkt " 1 " (Abb. 14 oben) bestimmte Widerstandswert, der 17,44 cm $H_2O\ l^{-1}s^{-2}$ beträgt, nach einem Exspirationsvolumen von 0,1 l auftritt. - Danach steigt der Widerstandswert an (→ Punkt " 2 ") auf 34,81 cm $H_2O\ l^{-1}s^{-2}$ im Punkt " 2 ". Während dieser Widerstandserhöhung wird nur ein Volumen von ca. 0,1 l exspiriert, so dass jetzt insgesamt 0,2 l des Atemzugsvolumens von 0,72 l ausgeatmet sind.

Die restlichen 0,52 l des Exspirationsvolumens werden bei einem Atemwegswiderstand von ca. 34,81 cm $H_2O\ l^{-1}s^{-2}$ ausgeatmet,

Abb 14: Exspiratorischer Teil einer Resistance-Schleife und Flow-Volume-Kurve





d.h. den grössten Teil seines Exspirationsvolumens muss der Patient bei einem extrem hohen Atemwegswiderstand ($R_{aw\ e2}$) exspirieren (unter der Annahme, dass hinter dem Punkt " 2 " keine wesentliche Widerstandsänderung mehr auftritt).

Bei Anwendung der 5 mm - Stenose ändern sich diese Beziehungen (vgl. Abb. 14 unten) :

Bei einem Exspirationsvolumen von 0,2 l kann ein $R_{aw\ e1}$ (Punkt "1") von 23,64 cm $H_2O\ l^{-1}s^{-2}$ gemessen werden. D.h. für 1/4 des exspirierten V_T (Gesamt-V_T = 0,85 l) ist der Atemwegswiderstand um 6,2 cm $H_2O\ l^{-1}s^{-2}$ gegenüber der freien Atmung erhöht. Die bei der freien Atmung sich anschliessende erhebliche Widerstandserhöhung ($R_{aw\ e1} \rightarrow R_{aw\ e2}$) findet jetzt bei Stenoseatmung nicht mehr statt. Der Atemwegswiderstand wird hier nur noch auf einen Wert von 26,25 cm $H_2O\ l^{-1}s^{-2}$ (Punkt " 2 " : $R_{aw\ e2}$) erhöht, im Gegensatz zur freien Atmung, wo $R_{aw\ e2}$ 34,81 cm $H_2O\ l^{-1}s^{-2}$ betragen hatte. Während dieser Widerstandserhöhung werden weitere 0,1 l des V_T exspiriert. - Im Anschluss kann der Patient mit der Stenose über 60 % seines V_T (nämlich 0,55 l von 0,85 l) bei einem Atemwegswiderstand ausatmen, der zwar noch wesentlich über die Norm erhöht, aber relativ für ihn um 8,56 cm $H_2O\ l^{-1}s^{-2}$ oder um über 20 % erniedrigt ist.

Diese am Beispiel des Patienten R.K. dargestellte Widerstandssenkung bei Stenoseatmung, die über den grössten Teil der Exspirationsphase wirksam ist, ist bei allen Patienten der Gruppe I aus dem Kurvenverlauf nachzuweisen, kann aber hier nicht im einzelnen aufgeführt werden.

3.2.5 Die Veränderungen der Fläche der exspiratorischen Resistance-Schleife bei Stenoseatmung

Wie bereits im methodischen Teil dargestellt [1] ist die Fläche der exspiratorischen Resistance-Schleife (F_{Re}) ein geeigneter Hilfsparameter, um die Nichtlinearität der " Ohmschen " Atemwegswiderstände bzw. die Phasenverschiebung zwischen Druck und Fluss während der Exspirationsphase zahlenmässig erfassen zu können ; anschaulich gesprochen wird hiermit die Grösse der " Keule " der Resistance-Schleife gemessen.

Im Durchschnitt hatten unter Ausgangsbedingungen die Patienten der Gruppe I mit 13,6 cm^2 eine wesentlich grössere F_{Re} als die Patienten der Gruppe II mit einer F_{Re} von nur 4,2 cm^2 (vgl. Tab. 14, S.123).

Die 7 mm - und die 5 mm - Stenose vermindern in der Gruppe I die F_{Re} und damit die " Keule " der Resistance-Schleife ganz erheblich : Bei der 7 mm - Stenose wird die F_{Re} um 6,96 cm^2 und bei der 5 mm - Stenose um 11,55 cm^2 auf nur noch 4,32 cm^2 reduziert. An dem Kurvenbeispiel des Patienten R.K. (vgl. Abb. 14, S. 62) aus der Gruppe I ist diese F_{Re} - Verminderung deutlich zu sehen.

Dieser Stenoseeffekt ist in der Gruppe II nicht in der gleichen Grössenordnung zu beobachten. Aber auch dort nimmt im allgemeinen die F_{Re} ab (vgl. Tab. 14) und zwar um durchschnittlich 0,88 cm^2 bei der 7 mm - Stenose und um 3,7 cm^2 bei der 5 mm - Stenose, so dass bei der 5 mm - Stenose eine F_{Re} von

---

1) vgl. S.37f.

1,2 cm^2 resultiert. Die relative F_{Re} - Abnahme ist hier also im Verhältnis zur Ausgangssituation ähnlich wie in der Gruppe I.

3.2.6 Die Veränderung des ΔP_{AO} bei Stenoseatmung

Die zweite Grösse, die die Nichtlinearität der Druck - Fluss - Beziehung erfasst, ist das ΔP_{AO} [1]. Hier zeigen sich ähnliche Ausgangsbedingungen und Veränderungen unter Stenoseatmung wie schon bei der F_{Re} (vgl. Tab. 15, S.124).

Bei freier Atmung war das ΔP_{AO} in der Gruppe I mit 2,6 cm H_2O grösser als in Gruppe II mit 1,14 cm H_2O. Unter Verwendung der 7 mm - Stenose fiel es durchschnittlich in der Gruppe I auf 0,79 cm H_2O deutlich ab, während es in der Gruppe II konstant blieb. Bei der 5 mm - Stenose war die ΔP_{AO} - Änderung analog (vgl. Tab. 15), allerdings nahm es auch hier in geringem Umfang in der Gruppe II ab.

Bei einigen Patienten treten jedoch Abweichungen von dem durchschnittlichen Gruppenergebnis auf, so dass bei diesem Parameter der Trend in den jeweiligen Gruppen nicht so eindeutig ist wie bei der Bestimmung der F_{Re}.

---

1) vgl. S.37f.

3.2.7 Die Veränderung der zeitlichen Grössen bei Stenoseatmung

3.2.7.1 Der Atemzeitquotient

Der Atemzeitquotient (AZQ) beträgt beim gesunden Erwachsenen ca. 1,2 (28.). Bei sechs der zwölf untersuchten Patienten war er bei freier Atmung über die Norm erhöht, bei zwei Patienten der Gruppe I mit 2,25 bzw. 2,44 sogar wesentlich darüber (vgl. Tab. 16, S.125).

Nach Vorschalten der 7 mm - Stenose erhöhte sich der AZQ durchschnittlich um 0,19 in Gruppe I und um 0,30 in Gruppe II. Die Streuung der Einzelwerte ist allerdings erheblich. Die Veränderungen sind in jeder Gruppe untereinander uneinheitlich. Unter Verwendung der 5 mm - Stenose sank der AZQ in Gruppe I um durchschnittlich 0,11 während er in Gruppe II um 0,74 anstieg. In diesem Falle ist die Streuung nicht so gross und der Trend gruppeneinheitlicher, in dem Sinne, dass für die Gruppe I der AZQ bei 5 mm - Stenose nicht wesentlich verändert wird, während er in der Gruppe II deutlich ansteigt.

Ingram und Schilder fanden dagegen immer eine Verkürzung der Inspirationszeit und eine Verlängerung der Exspirationszeit während der Stenoseatmung bei COLD - Patienten [1] ; diese Beobachtung steht hier nur mit den Ergebnissen der Gruppe II bei 5 mm - Stenoseatmung in Übereinstimmung.

---

1) vgl. (3.)

3.2.7.2 Die Atemfrequenz

Die Atemfrequenz, die in der Ausgangssituation bei fünf Patienten auf über 20/Minute erhöht war (vgl.Tab. 17, S.126), wurde in beiden Gruppen bei der 7 mm - Stenoseatmung durchschnittlich gesenkt. Hierbei war die Frequenzsenkung in der Gruppe I mit einer durchschnittlichen Abnahme von nur 1,36 Atemzügen/Minute deutlich geringer als in der Gruppe II, in der die Frequenz um 7,3 Atemzüge/Minute abnahm. Ähnliche Frequenzänderungen waren bei der 5 mm - Stenoseuntersuchung zu beobachten. Auch hier wurde in der Gruppe I die Atemfrequenz um nur 0,33 Atemzüge/Minute gesenkt, während sie in der Gruppe II um 3,2 Atemzüge/Minute abnahm.

Eine deutliche " Frequenzantwort " im Sinne einer Senkung derselben bei Stenoseatmung fand sich nur bei fünf der untersuchten Patienten (Pat. A.G., W.S., K.S., W.S., H.P.). Alle diese Patienten hatten unter Ausgangsbedingungen eine hohe Atemfrequenz (AF = 19 Atemzüge/Minute).

Dennoch sind die Veränderungen im gesamten Patientenkollektiv uneinheitlich, so dass das Ergebnis keine sichere Aussage über die Stenosewirkung bei der Atemfrequenz zulässt, mit der Ausnahme, dass in beiden Gruppen die Atemfrequenz bei der 5 mm - Stenose nicht wesentlich über 20 Atemzüge/Minute anstieg.

In den Untersuchungen von Ingram und Schilder (3.) blieb die Atemfrequenz bei Stenoseatmung konstant, während in den Untersuchungen von Thoman u.a. (2.) und Mueller u.a. (4.) die Atemfrequenz bei Verwendung der Lippenpfeife abfiel [1].

---

1) jeweils Untersuchungsergebnisse bei COLD - Patienten

3.2.8 Die Veränderungen der gasdynamischen Atemarbeit bzw. -leistung bei Stenoseatmung

3.2.8.1 Die gasdynamische Atemarbeit

Bei freier Atmung ohne Stenose unterschieden sich die beiden Patientengruppen deutlich im Betrag der auf einen Liter Atemzugsvolumen (V_T) bezogenen gasdynamischen Atemarbeit (W_g) (vgl. Tab. 18, S.127).

In der Gruppe I wurde W_g mit 0,14973 m kp l^{-1} und in Gruppe II mit 0,07313 m kp l^{-1} bestimmt ; um einen Liter V_T zu befördern, hatten also die Patienten der Gruppe I doppelt so viel gasdynamische Atemarbeit aufzubringen wie die Patienten der Gruppe II.

In beiden Gruppen war W_g über den Normwert von 0,02400 m kp l^{-1}, wie er von Huckauf und Hüttemann (34.) angegeben wird, erhöht.

Das unterschiedliche Bild in beiden Gruppen setzte sich beim 7 mm-Stenoseversuch fort. Bei allen Patienten der Gruppe I wurde W_g gesenkt, durchschnittlich um 0,01666 m kp l^{-1}, ein Betrag, der immerhin die Hälfte des Normwertes bei Lungengesunden ausmacht. Dagegen wurde W_g in der Gruppe II um durchschnittlich 0,03559 m kp l^{-1} erhöht.

Bei der 5 mm - Stenose ist das Ergebnis etwas uneinheitlicher, aber auch hier wird W_g bei zwei Patienten der Gruppe I noch deutlich gesenkt (vgl. Tab. 18), so dass im Durchschnitt keine wesentliche Änderung der gasdynamischen Atemarbeit resultiert. In der Gruppe II wird auch bei dieser Stenose die gasdynamische Atemarbeit erhöht, durchschnittlich um 0,02162 m kp l^{-1}.

Insgesamt ergibt sich auch hier ähnlich wie schon bei der Untersuchung (zumindest einiger Werte) des Atemwegswiderstandes die Beobachtung, dass bei den Patienten der Gruppe I die gas-

dynamische Atemarbeit nach Vorschalten von Stenosen gleichbleibt oder absinkt.

3.2.8.2 Die exspiratorische gasdynamische Atemarbeit

Die Veränderungen der exspiratorischen gasdynamischen Atemarbeit ($W_{g\,e}$) bei Stenoseatmung gehen aus der Tabelle 19, S.128 hervor.Hier finden sich parallele Ergebnisse, wie sie schon bei der gasdynamischen Atemarbeit (W_g) dargestellt wurden. Für Patienten der Gruppe I, deren Ausgangswert doppelt so hoch ist wie bei den Patienten der Gruppe II, wird $W_{g\,e}$ bei 7 mm - Stenose immer und bei der 5 mm - Stenose nur bei einigen Patienten gesenkt. Dagegen erhöhte sich $W_{g\,e}$ für die Patienten der Gruppe II bei beiden Stenosen im Durchschnitt. - Im Gegensatz zu den W_g - Ergebnissen nahm für den Patienten E.S. [1] aus der Gruppe II sogar die exspiratorische gasdynamische Atemarbeit bei der 5 mm - Stenose um 0,01014 m kp l^{-1} ab.

Für das untersuchte Patientengut lässt sich ein Grenzwert aufstellen, oberhalb dessen es immer entweder bei der 7 mm - Stenose - oder der 5 mm - Stenoseuntersuchung zu einer Senkung der exspiratorischen gasdynamischen Atemarbeit kam. Dieser Grenzwert liegt bei 0,04000 m kp l^{-1}. Bei allen Patienten, deren Ausgangswert bei der Untersuchung darüber lag, nahm $W_{g\,e}$ unter mindestens einer Stenose ab, bei den anderen nahm $W_{g\,e}$ immer zu.

---

1) Nr. 7

3.2.8.3 Die gasdynamische Atemleistung

Der Vorteil der Betrachtung der gasdynamischen Atemleistung ($\dot{W}_g$) liegt in der Elimination von Frequenzeffekten und damit in der besseren Vergleichbarkeit der Ergebnisse. Es wird sich zeigen, dass die für die Atemarbeit (W_g) dargestellten Ergebnisse mit den Durchschnittsergebnissen der Atemleistung ($\dot{W}_g$) in Übereinstimmung stehen. Nur für einige Patienten ergeben sich Verschiebungen, die sich aus Frequenzänderungen erklären.

Durchschnittlich hatten die Patienten der Gruppe I unter Ausgangsbedingungen eine gasdynamische Atemleistung von 0,0252 m kp $l^{-1}s^{-2}$ zu erbringen, während dieser Wert in der Gruppe II bei 0,0119 m kp $l^{-1}s^{-2}$ lag.

Die durch die 7 mm - Stenose bedingte Abnahme dieser Atemleistung betrug in Gruppe I durchschnittlich 0,0050 m kp $l^{-1}s^{-2}$, die Zunahme in Gruppe II 0,0032 m kp $l^{-1}s^{-2}$, also ca. 1/3 bzw. 1/4 des Ausgangswertes. -

Sowohl in der Gruppe I (Pat. E.W., Nr. 6) als auch in der Gruppe II (Pat. W.S., Nr. 11) zeigt je ein Patient Abweichungen vom Gruppentrend - im Sinne einer Zu- oder Abnahme der Atemleistung - bei dieser Stenoseuntersuchung (vgl. Tab. 20, S.129).

Auch bei der 5 mm - Stenose nahm die Atemleistung noch durchschnittlich in Gruppe I um 0,0018 m kp $l^{-1}s^{-2}$ ab und in Gruppe II um 0,0014 m kp $l^{-1}s^{-2}$ zu.- Neben den oben genannten Patienten zeigte bei dieser Untersuchung noch der Patient E.S. (Nr. 7) aus der Gruppe II eine Abnahme der gasdynamischen Atemleistung.

Insgesamt lassen die Ergebnisse die folgende Aussage zu : Trotz Vorschaltens einer 7 mm - oder 5 mm - Stenose erhöhte sich die gasdynamische Atemleistung bei der überwiegenden Anzahl

der Patienten nicht, vielmehr nahm sie ab. Bei den Patienten, die für die Gruppe I ausgewählt wurden, nahm sie mit einer Ausnahme immer ab ; bei den Patienten der Gruppe II war der Trend uneinheitlicher.

3.2.9 Die Veränderung des Atemzugsvolumens bei Stenoseatmung

Die Änderung des Atemzugsvolumens (V_T) bei Stenoseatmung geht aus der Abbildung 15, S.130 hervor. Die Beachtung dieses Parameters ist insbesondere deswegen wichtig, um zu sehen, ob eine Zu- oder Abnahme der gasdynamischen Atemarbeit oder -leistung auf Kosten des Atemzugsvolumens zustandegekommen ist.

Aus der Abbildung wird deutlich, dass sich in keiner Patientengruppe das V_T bei 7 mm - oder 5 mm - Stenose regelhaft verändert hat und zusätzlich dass diese Veränderungen innerhalb der Variationsbreite bei jedem einzelnen Patienten liegen, in der sie auch bei freier Atmung von Atemzug zu Atemzug geändert werden (29.).

3.2.10 Die Wirkung der 7 mm - und 5 mm - Stenose bei forcierter Exspiration

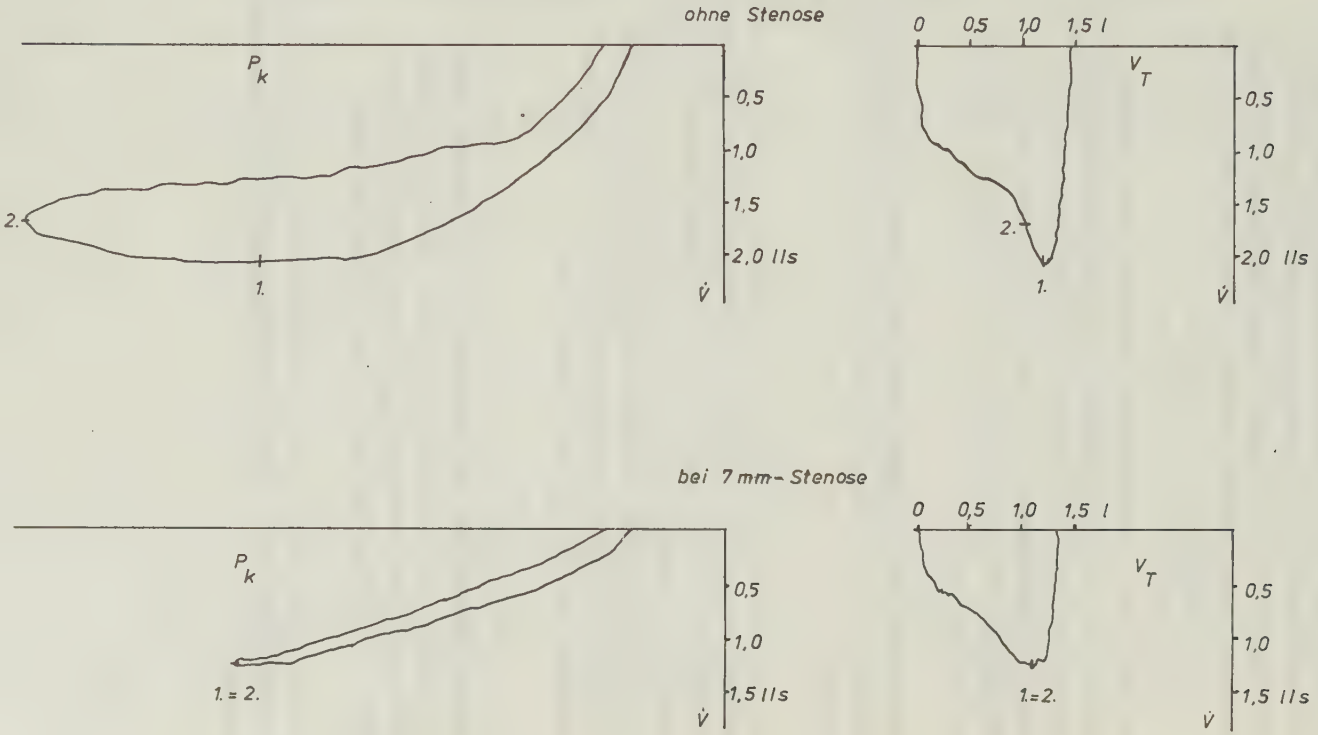
An zwei Patienten aus der Gruppe II (Pat. W.L., W.S.) wurden die Veränderungen der einzelnen Parameter unter Stenoseatmung bei forcierter Exspiration untersucht.

Da die Stenoseeffekte bei den zwei Patienten unterschiedlich sind, werden die entsprechenden Resistance-Schleifen und " flow-volume "-Kurven hier wiedergegeben (Abb. 16, 17, S. 75 ff), um die zugehörigen Zahlenwerte besser veranschaulichen zu können. Die Ergebnisse werden für jeden Patienten einzeln dargestellt.

Zunächst der Patient W.S. (vgl. Abb. 16 und Tab. 21, S. 75 ff) : In diesem Fall wird $R_{aw\ e1}$, das bei freier Ruheexspiration 2,69 cm $H_2O\ l^{-1}s^{-2}$ betragen hatte, auf 7,20 cm $H_2O\ l^{-1}s^{-2}$ bei forcierter Exspiration erhöht. Der Widerstandswert im Punkt " 2 " ($R_{aw\ e2}$), der bei Ruheatmung mit nur 2,82 cm $H_2O\ l^{-1}s^{-2}$ bestimmt wurde, wird jetzt bei forcierter Exspiration auf 15,14 cm $H_2O\ l^{-1}s^{-2}$ erhöht. Bis zu diesem Punkt " 2 " (vgl. Abb. 16) sind ca. 1/3 (0,5 l) des V_T von 1,5 l exspiriert. Der überwiegende Teil des Exspirationsvolumens muss bei diesem forcierten Manöver bei einem Atemwegswiderstand exspiriert werden, der etwa die Grösse von $R_{aw\ e2}$ hat.

Bei Verwendung der 7 mm - Stenose ändern sich diese Bedingungen. Der Betrag von $R_{aw\ e1}$ ist hier gleich dem Betrag von $R_{aw\ e2}$, da jetzt die Punkte " 1 " und " 2 " zusammenfallen (vgl. Abb. 16). Aus der zugehörigen " flow - volume " - Kurve ist ersichtlich, dass jetzt mehr als 2/3 des Exspirationsvolumens bei einem $R_{aw\ e1\ =\ 2}$ von 11,36 cm $H_2O\ l^{-1}s^{-2}$ ausgeatmet werden.

Abb. 16: Patient W.S (Nr. 11) bei forcierter Exspiration



Dieser Wert ist um 3,78 cm H_2O $l^{-1}s^{-2}$ gegenüber $R_{aw\ e2}$ ohne Stenose erniedrigt. Zusätzlich wird deutlich, dass die F_{Re}, die bei Ruheatmung 1,1 cm^2 betragen hatte und unter forcierter Exspiration auf 28,8 cm^2 wesentlich angestiegen war, bei Verwendung der 7 mm - Stenose und bei forcierter Exspiration auf nur 4,4 cm^2 abgesunken ist (vgl. Tab. 21).

Bei der 5 mm - Stenoseuntersuchung ist bei diesem Patienten der Betrag von $R_{aw\ e1}$ ebenfalls gleich dem Betrag von $R_{aw\ e2}$, beträgt aber jetzt 16,64 cm H_2O $l^{-1}s^{-2}$ und liegt somit dicht über dem gemessenen $R_{aw\ e2}$ - Wert ohne Stenose. Die F_{Re}, als Ausdruck der Nichtlinearität von Druck und Fluss, wird hier kleiner als eins.

Der Patient W.K. ist dagegen durch eine andere Ausgangssituation bei forcierter Exspiration gekennzeichnet (vgl. Abb. 17 und Tab. 21).

$R_{aw\ e1}$, forciert, ist nur um 2,07 cm H_2O $l^{-1}s^{-2}$ und $R_{aw\ e2}$, forciert, nur um 1,39 cm H_2O $l^{-1}s^{-2}$ gegenüber den entsprechenden Werten bei Ruheatmung erhöht. Die Differenz zwischen $R_{aw\ e1}$ und $R_{aw\ e2}$ (forciert) beträgt bei diesem Patienten nur 1,37 cm H_2O $l^{-1}s^{-2}$, d.h. der Atemwegswiderstand steigt in diesem Fall auch bei forcierter Exspiration nicht wesentlich an. Allerdings verdoppelt sich die F_{Re} von 4,1 auf 8,2 cm^2.

Bei Vorschalten der 7 mm - Stenose wird weder die oben genannte Differenz, die jetzt 2,40 cm H_2O $l^{-1}s^{-2}$ beträgt, wesentlich geändert, noch sinkt der Absolutwert von $R_{aw\ e2}$, wie im Falle des anderen Patienten. $R_{aw\ e2}$ wird vielmehr um 8,05 cm H_2O $l^{-1}s^{-2}$ erhöht. Nur die F_{Re} nimmt bei der Stenose ab.

Die Ergebnisse bei der 5 mm - Stenoseuntersuchung sind analog zu denen der 7 mm - Stenose und können der Tabelle 21 entnommen werden.

Abb. 17: Patient W.K. (Nr. 8) bei forcierter Exspiration

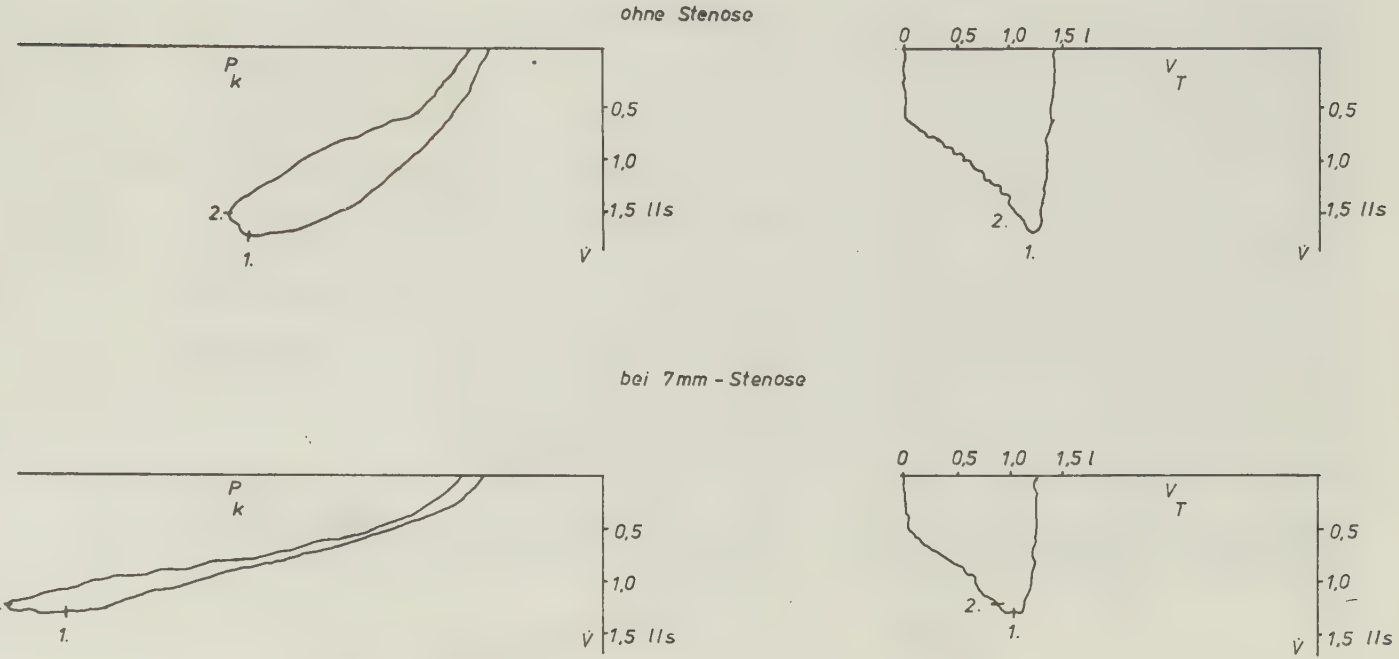


Tabelle 21 : Untersuchungsergebnisse bei forcierter Exspiration

Pat. Nr.	Art der exspiratorischen Manipulation	$R_{aw\ e1}$	$R_{aw\ e2}$	F_{Re}	W_g	$W_{g\ e}$	V_T	$\dot{V}_{emax}$	AF	AZQ
		$\frac{cmH_2O}{l/s}$	$\frac{cmH_2O}{l/s}$	cm^2	$\frac{m\ kp}{l}$	$\frac{m\ kp}{l}$	l	l/s	Az./M.	
11.	Ruheatmung	2,69	2,82	1,1	0,0562	0,0281	1,07	1,17	24,2	1,13
	Forc. Exspiration	7,20	15,14	28,8	0,0811	0,0622	1,45	2,00	21,2	0,73
	F.E. + 7 mm - St.	11,36	11,36	4,4	0,0616	0,0400	1,25	1,30	19,2	1,62
	F.E. + 5 mm - St.	16,64	16,64	0,0	0,0548	0,0372	1,10	0,80	17,9	1,90
8.	Ruheatmung	4,26	6,30	4,1	0,0782	0,0381	1,45	1,00	16,4	1,65
	Forc. Exspiration	6,32	7,69	8,2	0,0659	0,0390	1,40	1,75	22,0	1,51
	F.E. + 7 mm - St.	13,34	15,74	3,8	0,0831	0,0628	1,25	1,30	23,3	1,34
	F.E. + 5 mm - St.	19,24	20,24	1,2	0,0742	0,0435	1,05	1,60	24,5	1,88

Neben diesen Befunden unterscheiden sich die beiden Patienten im Verlauf der " flow - volume " - Kurve bei Atmung ohne Stenose (vgl. Abb. 16 , 17). Während beim Patienten W.K. (Abb. 17) nach einem initialen " peak - flow " der Abfall der Atemstromstärke im Verhältnis zur Volumenabnahme nahezu kontinuierlich verläuft, wird beim Patienten W.S. (Abb. 16) eine wesentlich stärkere Krümmung des abfallenden Schenkels der entsprechenden Kurve deutlich. Diese stärkere Krümmung ist bedingt durch eine diskontinuierliche Reduktion der Atemstromstärke während eines Teils der Exspirationsphase. - Beim Patienten W.S. verschwindet diese Krümmung bei Verwendung der 7 mm - Stenose grösstenteils (vgl Abb. 16), während sich der Verlauf der " flow - volume - Kurve " bei dem anderen Patienten im Verhältnis zur Ausgangssituation bei der 7 mm - Stenose nicht deutlich ändert (Abb. 17).

Die Veränderungen der gasdynamischen Atemarbeit sowie die anderen Einzelmesswerte bei Stenoseatmung (forcierte Exspiration) können der Tabelle 21, S. 78 entnommen werden. Für die gasdynamische Atemarbeit konnten analoge Ergebnisse ermittelt werden, wie sie schon oben anhand des Atemwegswiderstandes dargestellt wurden. Auch hier ist der unterschiedliche Stenoseeffekt für beide Patienten deutlich.

3.2.11 Kurze Zusammenfassung der Untersuchungsergebnisse für die beiden Patientengruppen

a. Im Gegensatz zum Normalkollektiv nahm in beiden Patientengruppen bei 7 mm - Stenoseatmung das IGV geringfügig ab. Bei der 5 mm - Stenose war die IGV-Änderung für die Gruppe I ebenfalls geringfügig, dagegen für die Patienten der Gruppe II mit einer Zunahme um 0,60 1 deutlich (vgl. hierzu Tab. 22, S. 81 und Tab. 23, S. 82).

b. Aufgrund der 7 mm - Stenose erhöhten sich die Resistance-Werte $R_{aw\ 1}$ und $R_{aw\ e1}$ für die Gruppe I um einen verhältnismässig geringen Betrag, der bei der Gruppe II deutlich über diesem lag (vgl. Tab. 23), für keine Gruppe aber um den Betrag des Stenoseeigenwiderstandes. Bei der 5 mm - Stenose war der Anstieg dieser Werte für beide Gruppen deutlich, aber auch hier entsprach er nicht dem Stenoseeigenwiderstand.

Bezüglich der beiden Resistance-Werte $R_{aw\ 2}$ und $R_{aw\ e2}$ unterscheiden sich die zwei Gruppen deutlich. Bei beiden Stenosen wurde für die Patienten der Gruppe I $R_{aw\ 2}$ geringfügig und $R_{aw\ e2}$ sehr deutlich reduziert. Dagegen erhöhten sich für die Patienten der Gruppe II die entsprechenden Werte bei 7 mm - und 5 mm - Stenose, aber auch hier nicht um den jeweiligen Stenoseeigenwiderstand (vgl. Tab. 23). Die vorrangige Bedeutung des Resistance-Wertes $R_{aw\ e2}$ für die Exspirationsphase wurde an einem einzelnen Patienten der Gruppe I dargestellt.

c. Das $\dot{V}_{e\ max}$ wurde bei beiden Stenosen für die Gruppe II um einen grösseren Betrag erniedrigt als für die Gruppe I.

Tabelle 22 : Übersicht über die wichtigsten Durchschnittsergebnisse bei den beiden Patientengruppen

Messgrösse	Pat.-gruppe	Atmung ohne Stenose	Atmung mit 7 mm-Stenose	Atmung mit 5 mm-Stenose
IGV (1)	I	7,42	7,31	7,54
	II	6,73	6,76	7,97
R_{aw1} $\frac{(cmH_2O)}{(l/s)}$	I	8,14	9,36	11,16
	II	4,58	7,45	6,87
R_{awe1} $\frac{(cmH_2O)}{(l/s)}$	I	10,90	13,27	20,73
	II	5,77	10,07	11,09
R_{aw2} $\frac{(cmH_2O)}{(l/s)}$	I	12,74	11,23	11,69
	II	5,01	8,40	7,33
R_{awe2} $\frac{(cmH_2O)}{(l/s)}$	I	30,60	20,61	25,31
	II	6,94	10,93	12,63
F_{Re} (cm^2)	I	13,60	5,10	4,32
	II	4,20	1,50	1,20
$\Delta P_{AO}(cmH_2O)$	I	2,60	0,79	1,53
	II	1,14	0,99	0,85
AZQ (-)	I	1,71	1,76	1,81
	II	1,42	1,89	2,11
AF $\frac{(Atemzüge)}{(Minute)}$	I	20,25	19,72	17,73
	II	21,18	16,78	16,68
W_g $\frac{(m\ kp)}{(l)}$	I	0,14973	0,13246	0,15245
	II	0,07313	0,10577	0,09778
W_{ge} $\frac{(m\ kp)}{(l)}$	I	0,07781	0,06800	0,08355
	II	0,03499	0,05843	0,05224
$\dot{W}_g$ $\frac{(m\ kp)}{(l/s)}$	I	0,0235	0,0211	0,0227
	II	0,0119	0,0153	0,0126

Tabelle 23 : Übersicht über die durchschnittlichen Änderungen der wichtigsten Parameter bei beiden Patientengruppen unter Stenoseatmung

Messgrösse	Pat.-gruppe	Atmung ohne Stenose	-Änderung (7 mm-spontan)	-Änderung (5 mm-spontan)
IGV (l)	I	7,42	- 0,11	+ 0,14
	II	6,73	- 0,13	+ 0,60
R_{aw1} $\frac{(cmH_2O)}{(l/s)}$	I	8,14	+ 0,78	+ 3,09
	II	4,58	+ 2,97	+ 2,41
R_{awe1} $\frac{(cmH_2O)}{(l/s)}$	I	10,90	+ 1,55	+ 9,42
	II	5,77	+ 4,46	+ 5,88
R_{aw2} $\frac{(cmH_2O)}{(l/s)}$	I	12,74	- 1,87	- 1,52
	II	5,01	+ 3,72	+ 2,35
R_{awe2} $\frac{(cmH_2O)}{(l/s)}$	I	30,60	- 9,26	- 7,86
	II	6,94	+ 3,59	+ 6,09
F_{Re} (cm^2)	I	13,60	- 6,96	- 11,55
	II	4,2	- 0,88	- 3,70
ΔP_{AO} (cmH_2O)	I	2,60	- 1,20	- 1,88
	II	1,14	+ 0,02	- 0,09
AZQ (-)	I	1,71	+ 0,19	- 0,11
	II	1,42	+ 0,30	+ 0,74
AF $\frac{(Atemzüge)}{(Minute)}$	I	20,25	- 1,36	- 0,33
	II	21,18	- 7,37	- 3,26
W_g $\frac{(m\ kp)}{(l)}$	I	0,13973	- 0,01666	- 0,00650
	II	0,07313	+ 0,03559	+ 0,02162
W_{ge} $\frac{(m\ kp)}{(l)}$	I	0,07781	- 0,01152	+ 0,00332
	II	0,03499	+ 0,02605	+ 0,01541
$\dot{W}_g$ $\frac{(m\ kp)}{(l/s)}$	I	0,0235	- 0,0050	- 0,0018
	II	0,0119	+ 0,0032	+ 0,0005

d. Die Fläche der exspiratorischen Resistance-Schleife wurde unter beiden Stenosen für die zwei Patientengruppen stark vermindert. Der jeweilige Absolutbetrag der Reduktion lag für die Gruppe I entsprechend ihrem wesentlich höheren Ausgangswert deutlich über dem der Gruppe II (vgl. Tab. 23).

Die Reduktion des ΔP_{AO} war nicht in dieser Weise einheitlich, wenn auch für die Gruppe I deutlich.

e. Der AZQ änderte sich für die Patienten der Gruppe I bei beiden Stenosen nicht wesentlich, im Gegensatz zur Gruppe II, wo er besonders bei der 5 mm - Stenose deutlich zunahm (vgl. Tab. 23).

Die stenosebedingten Atemfrequenzveränderungen sind in beiden Gruppen uneinheitlich, im Durchschnitt wird sie allerdings gesenkt, insbesondere bei den Patienten, die ohne Stenose eine hohe Frequenz hatten.

f. Die gasdynamische Atemarbeit wie auch die -leistung nahmen für die Gruppe I bei 7 mm - Stenoseatmung ab. Bei der 5 mm - Stenose war diese Tendenz nicht mehr so einheitlich, wenn auch die durchschnittliche Atemleistung noch abnahm.

Im Gegensatz dazu nahm in Gruppe II die Atemarbeit bzw. -leistung unter beiden Stenosen zu (vgl. Tab. 23).

Die Ergebnisse für die exspiratorische gasdynamische Atemarbeit sind abgesehen von der Gruppe I bei 5 mm-Stenose entsprechend. Bezüglich dieses Parameters liess sich für alle Patienten die Aussage aufstellen, dass bei allen Patienten mit einem Ausgangs - $W_{g\,e}$ von über 0,04 m kp l^{-1} zumindest unter einer Stenose die exspiratorische gasdynamische Atemarbeit abfiel. Hierzu gehören alle Patienten der Gruppe I.

4. DISKUSSION

4.1 Die atemmechanische Ausgangssituation der untersuchten Patienten

Die bei allen Patienten zu beobachtende irreversible Vermehrung des IGV weit über die Norm (vgl. Tab. 2, S. 4) in Zusammenhang mit Ruhe - oder Belastungsdyspnoe, einer ganzkörperplethysmographisch nachweisbaren (besonders) exspiratorischen nichtlinearen Atemwegswiderstandserhöhung bei Ruheatmung, den radiologischen Kennzeichen einer Lungenüberblähung (vermehrte Strahlentransparenz, Zwerchfellabflachung und -tiefstand, häufig kleines, steiles Herz), den spirometrisch erhobenen Angaben über die Senkung der FEV_1 und die Erhöhung des RV und der TLC lassen bei jahrelanger Anamnese den Schluss zu, dass unabhängig von der Ätiologie im Einzelnen bei den untersuchten Patienten anatomische Umbauvorgänge verschiedenen Grades in Atemwegen (und Lunge) vorliegen, die zu einer strukturellen und damit definitiven Veränderung der Atemwegsmechanik geführt haben. Bei den meisten Patienten wird als Hintergrund dieser Veränderung ein broncho- und bronchiolostenotisches Lungenemphysem verschiedener Ausprägung zu vermuten sein (9., 30., 31., 32.).

Die während der Exspirationsphase zunehmende Atemwegswiderstandserhöhung, wie sie aus der Resistance-Schleife bei den untersuchten Patienten aus der Phasenverschiebung zwischen Druck und Fluss z.B. anhand der F_{Re} ersichtlich ist, lässt verschiedene pathophysiologische Erklärungen zu. Zur Deutung müssen pathologisch - anatomische Veränderungen der Atemwege in Verbindung mit veränderten mechanischen Eigenschaften herangezogen werden :

1. Die Variation der Atemwegsgeometrie während der Ein- und Ausatmung (34.) verursacht in erster Linie sogenannte " Achter - Schleifen " (vgl. Abb. 18) im Druck - Fluss - Diagramm.

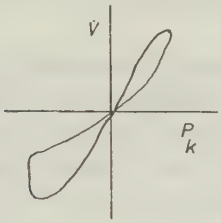


Abbildung 18

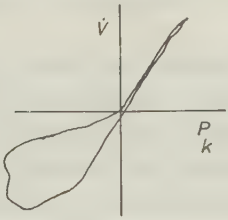


Abbildung 19

2. Rein exspiratorische Schleifen (" looping ") (vgl. Abb. 19), wie sie bei mehreren der untersuchten Patienten beobachtet werden konnten, können durch Verschluss oder Verengung von Atemwegen während der Exspirationsphase bedingt sein (35.).

Der Mechanismus dieser dynamisch auftretenden Obstruktion ist darin begründet, dass aufgrund von Gewebeveränderungen der Bronchialwand und des umliegenden Haltegewebes die mechanische Stabilität beider so verändert sein kann, dass eine erhöhte Dehnbarkeit resultiert (36.). Ein Anstieg des transmuralen Druckes (i.e. Druckdifferenz zwischen Atemwegslumen und umgebenden Gewebe) führt in Verbindung mit dieser erhöhten Dehnbarkeit sehr leicht während der Exspiration zu einer pathologischen Lumenverengung und wirkt somit wie eine Ventilstenose, d.h. inspiratorisch ist der Atemweg offen, während er exspiratorisch zunehmend verschlossen wird.

3. Ungleiche exspiratorische Atemwegswiderstände in verschiedenen Lungenabschnitten können ebenfalls eine Phasenverschiebung

verursachen (18.), da zuerst die Alveolargebiete entleert werden, die durch Atemwege be- und entlüftet werden, deren Widerstand relativ gering ist und erst anschliessend die Bereiche mit dem relativ höheren R_{aw}. Für diesen Sachverhalt ist der Begriff der verschiedenen " Zeitkonstanten " eingeführt worden (18.).

Neben der überwiegend dynamisch auftretenden exspiratorischen Änderung von R_{aw} gibt es eher konstante (im Sinne von : unabhängig von der jeweiligen Atemphase) Veränderungen der Atemwege, die zu einer Erhöhung des Widerstandes führen. Hierzu können Zustände wie Schleimhautschwellung, vermehrte Schleimbildung und Erhöhung des Bronchialmuskeltonus gerechnet werden.

Jeder der bisher genannten Faktoren kann Deformierungen der exspiratorischen Resistance-Schleife verursachen ; die resultierende Schleifenform allein lässt aber keinen Rückschluss auf z.B. nur einen einzigen verursachenden Faktor zu, da alle genannten Ursachen nebeneinander bestehen können. - Trotz dieser Einschränkung kann aus der Resistance-Schleife (mit dem Anstieg von $R_{aw\,e}$ während der Exspiration) in Verbindung mit den in Tab. 1, S. und Tab. 2, S. 4 aufgeführten Angaben auf die besondere Bedeutung der genannten dynamischen Obstruktionsvorgänge für die untersuchten Patienten geschlossen werden.

Auf die Lokalisation der dynamischen Obstruktion in den Atemwegen kann aus der Form der Resistance-Schleife nicht geschlossen werden. Nach Untersuchungen von Macklem u.a. (37.) ist die dynamische Obstruktion vorwiegend in den grossen Atemwegen (nicht Trachea) lokalisiert,und es kann die Resistance der kleinen Atemwege (Segmentbronchien, Bronchiolen) als fixiert betrachtet werden.

Ein weiteres Kennzeichen der Resistance-Schleife war das Vorliegen eines ΔP_{AO}. Dieses Phänomen kann nach Islam und Ulmer (25.) und Matthys u.a. (38.) als durch " trapped air " (= " gefesselte

Luft ") bedingt angesehen werden [1]. Die pathophysiologische Bedeutung der " trapped air " ist u.a. in der Überlegung begründet, dass " trapped air " - Bereiche in der Lunge den Druckänderungen während der In- und Exspiration folgen, aber nicht (oder fast nicht) an der äusseren Ventilation teilnehmen.

Das ΔP_{AO} zusammen mit den erhöhten 'konstanten' und 'dynamischen' Atemwegswiderständen stehen in Zusammenhang mit dem erhöhten IGV, das bei allen Patienten nachweisbar war. Wesentliche Teile des erhöhten IGV werden bei diesen Patienten an der äusseren Ventilation in vermindertem Umfang teilnehmen, müssen aber dennoch bei jedem Atemzug komprimiert und dekomprimiert werden (19.). Dieser Mechanismus erhöht neben der sowieso schon erhöhten Wirkarbeit gegen endliche "Ohmsche" Widerstände in den Atemwegen die " nutzlose " (" wattlose ") kompressive Blindarbeit ganz erheblich (die Ermittlung von Messwerten der kompressiven Blindarbeit konnte aus o.a. Gründen nicht erfolgen [2] - dennoch erscheint es sinnvoll, die Zunahme von W_b mit der Zunahme von RV über die Norm in Beziehung zu setzen).

Die Zunahme des IGV, die beim Lungengesunden in gewisser Beziehung zur Erhöhung der Leitfähigkeit [3] der Atemwege steht (39., dagegen auch 40.), korreliert bei chronisch obstruktiven Patienten nicht mehr im gleichen Umfang mit der Leitfähigkeit (39.).

---

1) ob allerdings die nach Islan und Ulmer (25.) angegebene Korrelation zwischen Menge von trapped air und Grösse des ΔP_{AO} tatsächlich besteht, muss nach Matthys u.a. (38.) bezweifelt werden

2) vgl. S.22ff.

3) Leifähigkeit = $\frac{1}{\text{Resistance}}$

4.2 Diskussion der Veränderungen der untersuchten atemmechanischen Parameter bei Stenoseatmung

4.2.1 Stenose - Lippenpfeife

Da eine künstliche Stenose und nicht eine natürliche Lippenpfeife benutzt wurde, kann nicht mit Sicherheit behauptet werden, dass die Veränderungen, die unter dieser Stenose beobachtet wurden, auch bei der Lippenpfeife eintreten. Der Vorteil bei der Verwendung einer Stenose lag andererseits in dem jeweilig definierten Widerstandswert, so dass die Ergebnisse besser untereinander vergleichbar waren. Es ist aber nicht anzunehmen, dass die zur Lippenpfeife geformte Mundöffnung bei einem COLD - Patienten während einer Exspirationsphase einen konstanten Durchmesser hat, vielmehr wird wahrscheinlich der Durchmesser der Mundöffnung während der Ausatmung variiert, wie es nach den momentanen Druck - Fluss-Beziehungen notwendig ist, so dass bei der natürlichen Lippenpfeife eine bessere Anpassung an die zeitveränderlichen Atemwegswiderstände möglich ist. Diese Anpassungsmöglichkeit bestand bei den künstlichen Stenosen nicht.

Der unternommene Versuch mittels einer Gesichtsmaske, in der die Patienten selbst den Mund zur Lippenpfeife formen sollten, natürlichere Verhältnisse zu schaffen, kann wegen der erwähnten technischen Fehlerquellen sowie der Missempfindungen, die die einzelnen Patienten unter dieser Maske angaben (es wäre eine sehr lange Gewöhnungszeit notwendig gewesen, die aus messtechnischen Gründen nicht möglich war), als nicht zuverlässig beurteilbar in seinem Ergebnis angesehen werden.

Bei der Stenose-Atmung waren diese Missempfindungen nicht in dem selben Umfang vorhanden, und dann immer eher durch die Tatsache

bedingt, dass die Patienten in einer abgeschlossenen Kammer sitzen mussten. Bei diesem Untersuchungsteil können schon eher " natürliche " Bedingungen (≈ steady-state mit den Einschränkungen wie im methodischen Teil erwähnt) angenommen werden.

4.2.2 Veränderungen, die anhand der Resistance-Schleife zu beobachten waren

4.2.2.1 Die Phasenverschiebung

Die unterschiedlich starken Phasenverschiebungen von Druck und Fluss, die in den beiden Patientengruppen verschieden stark (Gruppe I > Gruppe II) ausgeprägt waren, und an der Differenz von $R_{aw\ e1}$ und $R_{aw\ e2}$ (vgl. Tab. 7, S.116), der F_{Re} (vgl. Tab. 14, S.123) und weniger deutlich am ΔP_{AO} (vgl. Tab. 15, S.124)abgelesen werden können, sind ein Parameter für die anomale Impedanz der Atemwege während der Exspiration.

Bei nahezu allen Patienten wurde die Fläche der exspiratorischen Resistance-Schleife (F_{Re}) bei Stenoseatmung deutlich reduziert, so dass schon hieraus abgelesen werden kann, dass die Phasenverschiebung ganz erheblich durch die Stenose beeinflusst wurde. Obwohl die F_{Re} ein grobes Mass ist, da sie z.B. durch die Veränderung der erreichten Atemstromstärke allein variiert werden könnte, ist doch ersichtlich, dass auch bei Patienten mit unverändertem peak-flow (z.B. Pat. A.G., P.K.) bei Stenoseatmung diese Fläche abnimmt.

Die Zunahme der F_{Re} beim Patienten H.P. wird wesentlich von dem Anstieg des peak-flow unter Stenoseatmung beeinflusst sein, während die F_{Re} - Zunahme beim Patienten W.S., die bei der 7 mm - Stenose zu beobachten ist, bei der 5 mm - Stenose nicht mehr auftritt (bei diesem Patienten sind die wesentlichen Stenoseeffekte erst unter forcierter Exspiration zu beobachten ; s.u.).

Eine Reduktion der so ermittelten Phasenverschiebung könnte bei COLD - Patienten in Beziehung stehen mit einer " klinischen Besserung " [1], weil es eine Senkung der " trapped air " bedeuten

1) vgl. die Abbildungen in Islam und Ulmer (25.) hierzu

könnte (25.) [1].

In gleicher Weise kann die Ursache einer unter Stenose geringeren Phasenverschiebung in einer Angleichung der Zeitkonstanten (s.o.) verschiedener Lungenabschnitte liegen, so dass Differenzen der mechanischen und dynamischen Eigenschaften der einzelnen Atemwege möglicherweise nivelliert werden.

Da aber die Resistance-Schleife ein Summenbild ort- und zeitabhängiger Veränderungen widerspiegelt, ist dieser Stenoseeffekt nicht auf einzelne Atemwegsabschnitte lokalisierbar.

In Zusammenhang mit diesen Veränderungen der Zeitkonstanten steht die Beeinflussung der (Summen) Atemwegswiderstände durch die Stenose, da, wie beobachtet werden konnte, die Abnahme von F_{Re} in erster Linie durch die Änderung der Relation von $R_{aw\ e1}$ zu $R_{aw\ e2}$ im Sinne einer Annäherung beider Werte bewirkt wird. Aufgrund dieser Annäherung wird ein wesentlicher Anstieg des Atemwegswiderstandes nach Erreichen des peak-flow vermieden, so dass insgesamt eine bessere Linearität der Atemwegswiderstände resultiert.

Weiterhin wird die F_{Re} von der Grösse des ΔP_{AO} beeinflusst. Im allgemeinen konnte auch hier eine Abnahme bei Stenoseatmung nachgewiesen werden, die in Gruppe I besonders deutlich war. Trotz der umstrittenen strengen Korrelation zwischen ΔP_{AO} und trapped air kann in Übereinstimmung mit Thoman u.a. (2.), die eine Zunahme der " slow space ventilation rate " [2] bei unveränderten " slow space volume " unter Lippenpfeife beobachteten,

---

1) beachte aber Anm. 1), S. 87

2) " slow spaces " sind : wenig ventilierte Räume in der Lunge, die beim Emphysematiker den grössten Teil des RV ausmachen und sich durch die N_2-Auswaschmethode bestimmen lassen (41.)

angenommen werden, dass Lungenbereiche, die ohne Lippenpfeife bzw. exspiratorische Stenose bei Beatmung von der äusseren Belüftung weitgehend abgeschlossen sind, während der Stenoseatmung besser ventiliert werden, so dass auch auf diese Weise eine gleichmässigere Belüftung der gesamten Lunge möglich erscheint.

4.2.2.2 R_{aw} - Werte

Die bei den gesunden Versuchspersonen gemessene nahezu konstante Addition der Atemwegswiderstände bei Stenoseatmung erlaubt den Vergleich mit zwei hintereinandergeschalteten Ohmschen Widerständen in dem Sinne, dass sich der eigentliche Atemwegswiderstand und der Strömungswiderstand der künstlichen Stenose einfach addieren.

Dieses additive Verhalten der zwei Widerstände lässt sich bei keinem der untersuchten Patienten für keinen der vier ermittelten Widerstandswerte nachweisen. Da aber der Stenoseeigenwiderstand seitens der Patienten nur durch Änderung der Strömungsgeschwindigkeit variiert werden kann, ist zu folgern, dass - bei gleichem Strömungswiderstand mit und ohne Stenose - der eigentliche Atemwegswiderstand in der Lunge bei allen Patienten [1)] abgesunken sein muss.

Es wird unwahrscheinlich sein, dass die bei der 7 mm - Stenose beobachtete peak-flow-Reduktion um ca. 0,1 l/s für diesen Effekt allein verantwortlich ist, zumal bei einigen Patienten auch dann der Atemwegswiderstand gesenkt wurde, wenn sich der peak-flow bei Stenoseatmung gegenüber der freien Atmung nicht geändert hatte.

---

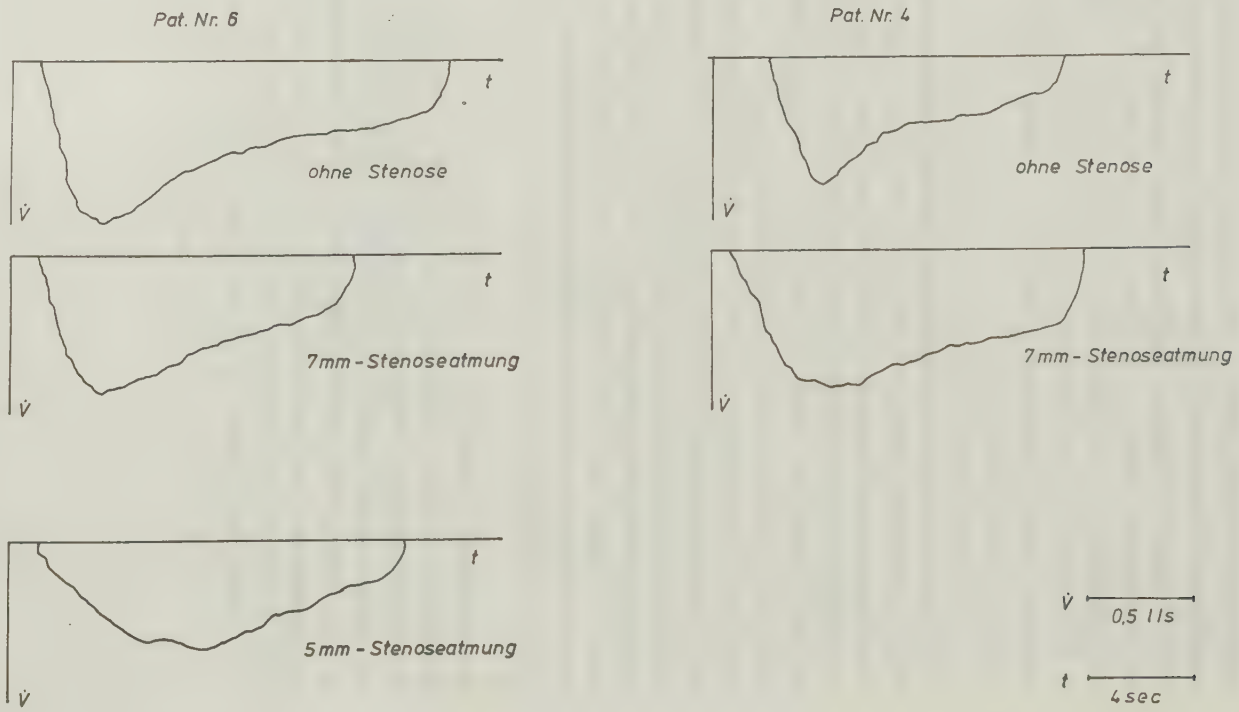
1) Ausnahme : Pat. W.S. bei Ruheatmung

Beim 5 mm - Stenoseversuch war die peak-flow-Verminderung deutlicher, obwohl auch hier besonders in Gruppe I bei einigen Patienten die Abnahme nur 0,1 l/s beträgt. Es ist auch nicht so, dass bei den Patienten, bei denen der peak-flow am meisten sinkt, in gleicher Weise der Atemwegswiderstand vermindert wird ; es wird vielmehr deutlich, dass andere Faktoren neben der peak-flow-Abnahme einen wesentlichen Einfluss haben müssen, zumal in der Gruppe I, in der die Atemwegswiderstände am meisten verändert werden, die relative Änderung des peak-flow viel geringer ist als in Gruppe II.

Der Stenoseeffekt auf die Atemstromstärke lässt sich allgemein eher so darstellen, dass neben der mehr oder weniger starken Reduktion der peak-flow-rate, die nur für kurze Zeit auftritt, zusätzlich der flow bei den meisten Patienten so variiert wurde, dass mit Stenose der Abfall der Atemstromstärke nach dem peak-flow-Punkt weniger stark war als ohne Stenose (vgl. Abb. 14, S. 62, Abb. 16 , S. 75, Abb. 17, S. 77). Somit ist es möglich, durch eine Stenose bei diesen COLD - Patienten die Form des Pneumotachogramms, das bei freier Atmung eher das Aussehen einer stark gedämpften Schwingung hatte, in einer solchen Weise zu verändern, dass diese mit der Exspirationszeit ansteigende Dämpfung in ihrem Anstieg durch die Stenose deutlich reduziert wird (vgl. Abb. 20, S. 94).

Als wesentliche Ursache für diese verminderte Dämpfung der flow-Kurve (nach dem peak-flow) unter Stenoseatmung kann die relative Senkung des Atemwegswiderstandes $R_{aw\ e2}$ angesehen werden (vgl. Abb. 12, S. **38**), bzw. bei Stenoseatmung kommt es nicht mehr zu dem gleichen Anstieg des Atemwegswiderstandes nach dem Punkt " 1 " auf der Resistance-Schleife (vgl. Abb. 10, S. **35**), wie es bei der Atmung ohne Stenose zu beobachten war. Dieser Stenoseeffekt ist bei allen Patienten der Gruppe I

Abb. 20: Pneumotachogramm-Veränderungen bei Stenoseatmug (Exspirium)



deutlich geworden, da hier nicht nur wie in Gruppe II der eigentliche Atemwegswiderstand in der Lunge (also $R_{aw} - R_{Stenose}$), sondern auch der Atemwegswiderstand zusammen mit dem Stenosewiderstand abgesunken ist ($R_{aw} + R_{Stenose}$).

Bezüglich des Atemwegswiderstandes dürfte sich erst dann ein Nutzen für den Patienten bei Stenoseatmung ergeben, wenn insgesamt die Summe der sich ändernden Atemwegswiderstände [1] in Abhängigkeit von ihrer zeitlichen Zuordnung unter Stenose gesenkt werden kann.

Die Ursache für die bei den einzelnen Patienten verschieden stark ausgeprägte Senkung des Atemwegswiderstandes $R_{aw\ e2}$ kann in erster Linie in Zusammenhang mit einer Änderung der Atemwegsgeometrie in bestimmten Abschnitten der Exspirationsphase bei Stenoseatmung gesehen werden. Hierbei ist es am wahrscheinlichsten, dass der Einfluss der dynamischen Atemwegswiderstände vermindert wird. Obwohl bei den untersuchten Patienten nicht bekannt ist, welche Atemwegsabschnitte im einzelnen von der pathologisch erhöhten Dehnbarkeit betroffen sind, könnte das Konzept von Macklem u.a. (37.) herangezogen werden, um den Stenoseeinfluss in dem Sinne zu verstehen, dass die im Verlauf der Spontanexspiration (ohne Stenose) auftretende Verengung der Atemwege unter der Stenose nicht mehr in dem gleichen Umfang zu beobachten sein wird und damit der sonst erhebliche Druckverlust hinter dieser Verengung bei Stenoseatmung reduziert wird, so dass sich der Druckverlust gleichmässig über den gesamten Atemweg verteilen kann [2] (vgl. Abb. 21, S. 97) und somit der Exspirationsvorgang bei diesen Patienten homogeni-

---

1) $(R_{aw\ e1\ +\ e2\ +\ R_{Stenose}})$

2) vgl. hierzu auch die Überlegungen von Fry und Hyatt (42.)

siert wird.

Der Anstieg des Atemwegswiderstandes $R_{aw\ e1}$ bei den meisten Patienten während der Stenoseatmung war betragsmässig meist so gering und ist in seiner zeitabhängigen Bedeutung nicht so wesentlich wie $R_{aw\ e2}$, da für die längste Zeit der Exspirationsphase ein R_{aw} - Wert, der grösser als $R_{aw\ e1}$ ist, den Atemwegswiderstand ausmacht [1].

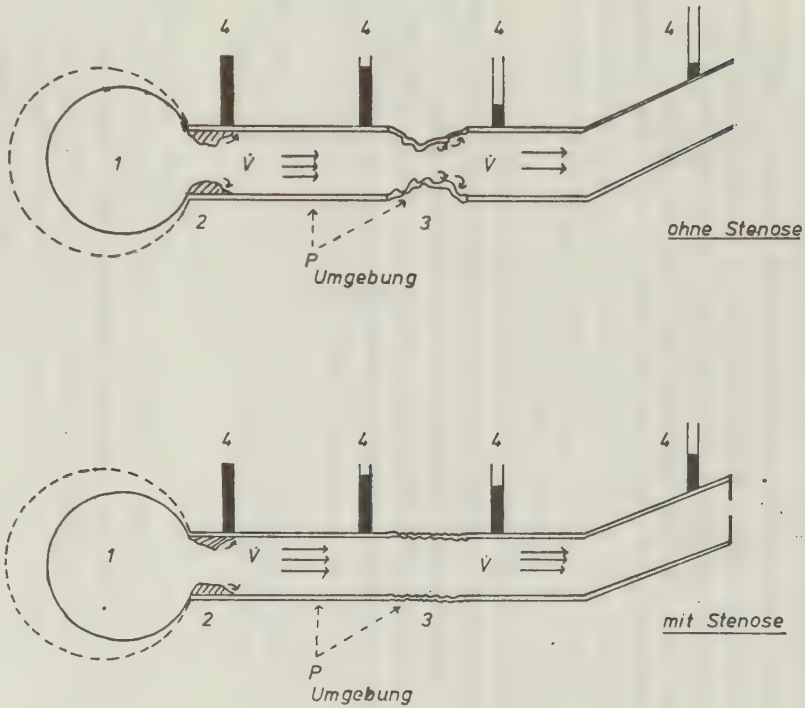
Die unterschiedliche Änderung der einzelnen Atemwegswiderstände bei den verschiedenen Patienten macht deutlich, dass die Eigenschaften der Atemwege bezüglich ihrer Dehnbarkeit sowie der Zeitkonstanten von Patient zu Patient variieren.

Es wäre nun auch denkbar, dass die Senkung des Atemwegswiderstandes bei Stenoseatmung in Zusammenhang steht mit einer Vermehrung des IGV. Wie aber in Übereinstimmung mit Ingram und Schilder (3.) gezeigt werden konnte, ändert sich das IGV zumindest unter der 7 mm - Stenose im Durchschnitt nicht in dem Umfang wie beim untersuchten Normalkollektiv. Trotz der Streubreite der Ergebnisse wird für die 7 mm - Stenose anzunehmen sein, dass diese künstliche Stenose für die Patientengruppe keine Ventilwirkung, ähnlich wie es bei den dynamischen Atemwegswiderständen der Fall ist, gehabt hat und somit auch nicht zu einer weiteren Lungenüberblähung bei den COLD - Patienten führte. Dies wäre auch in keiner Weise wünschenswert, da durch einen solchen Mechanismus die zusätzlich eingeschlossene Luftmenge einen erhöhten Anteil an Blindarbeit verlangen würde.

---

1) vgl. S. 61 ff.

Abb. 21: Modellvorstellung der Stenosewirkung*



Erklärung :

1 = Alveole in Exspirationsphase

2 = fixierter Atemwegswiderstand (u.a. Mucosaschwellung, Bronchiolenspasmus)

3 = dynamischer Atemwegswiderstand, d.h. nur im Exspirium wirksam aufgrund der erhöhten Compliance der Atemwegswand

4 = Druckmanometer, die den treibenden Druck im jeweiligen Atemwegsabschnitt verdeutlichen

≠ = überwiegend laminare Strömung

≠ = turbulente Strömung

*in Anlehnung an ein Modell von Macklem u.a. (37.)

4.2.3 Veränderungen von Zeitwerten

Die mehrfach bei COLD - Patienten unter Stenoseatmung beobachtete Abnahme der Atemfrequenz (1., 4.) bzw. Zunahme des AZQ (3.) wird von Schmidt u.a. (1.) und Mueller u.a. (4.) als der wesentliche Faktor aufgefasst, der zur Verbesserung der atemmechanischen Situation beiträgt.

Bei freier Atmung sind die Verlängerung des Exspiriums oder die Frequenzsenkung Möglichkeiten, um die erhöhten Atemwegswiderstände nicht in vollem Umfang zur Wirkung kommen zu lassen (42.). Es lässt sich nun eine neue These aufstellen, dass bei einer Stenoseatmung, durch die ein Teil der erhöhten Atemwegswiderstände gesenkt wird, diese vorher erforderliche AZQ-Erhöhung (bzw. Atemfrequenzsenkung) nicht mehr im gleichen Umfang notwendig ist.

Aus der Tabelle 16, S.125 und 17, S.126 ist ersichtlich, dass gerade in der Patientengruppe I, in der die grösste Stenosewirkung - im Sinne einer Widerstandssenkung - erzielt wurde, die AZQ- bzw. Frequenzänderung durchschnittlich viel geringer war als in Gruppe II. Die oben von verschiedenen Autoren zitierte Auffassung könnte sich aufgrund der in dieser Untersuchung ermittelten Ergebnisse nur auf die Patientengruppe II beziehen, bei der die Stenosewirkung nicht in demselben Umfang wie in Gruppe I deutlich war. Insofern findet die aufgestellte eigene These ihre Unterstützung.

4.2.4 Veränderungen der gasdynamischen Atemarbeit bzw. -leistung

Da die Auswertung der exspiratorischen Resistance-Schleife nur in zwei Punkten bei nichtlinearen Atemwegswiderständen immer als problematisch gelten muss, erlaubt die Betrachtung der gasdynamischen Atemarbeit für einen ganzen Atemzug eine verbesserte Beurteilungsmöglichkeit der Stenosewirkung.

Die Ergebnisse (Tab. 18, S.127 , Tab. 19, S.128) zeigen deutlich, dass für alle Patienten in Gruppe I die Arbeit gegen Strömungswiderstände in den Atemwegen bei der 7 mm - Stenose vermindert wurde, bei einigen sogar noch bei der 5 mm - Stenose. Aus der Tabelle 19, S.128 wird zusätzlich deutlich, dass in erster Linie die exspiratorische Atemarbeit reduziert wurde. Dieses Ergebnis ist in erster Linie durch eine Reduktion der während der Exspiration wirksamen dynamischen Atemwegswiderstände zu deuten (s.o.).

In der Patientengruppe II nimmt zwar die Atemarbeit unter Stenose zu, aber die Atemarbeit zur Überwindung der Strömungswiderstände in der Lunge selbst muss abgenommen haben, da der Eigenwiderstand der Stenose den Atemwegswiderstand nicht um den Betrag " $R_{Stenose}$ " erhöht und W_g ebenfalls nicht um den entsprechenden Betrag angehoben wird [1].

Bei der 5 mm - Stenose ist dieser Effekt noch deutlicher. Die Tatsache, dass bei der 5 mm - Stenose die durchschnittliche

---

1) $R_{aw\ e1}$ und $R_{aw\ e2}$ haben in Gruppe II ungefähr den Ausgangswert, der so hoch ist wie der Eigenwiderstand der 7 mm - Stenose ; bei Vorschalten der Stenose müsste eigentlich R_{aw} verdoppelt werden und damit auch W_g.
(Ausnahme : Patient H.P.)

Atemarbeit weniger zunimmt als bei der 7 mm - Stenose (jeweils Gruppe II), ist ebenfalls nur durch individuell verschiedene Änderungen der Atemwegsgeometrie bei dieser Stenose deutbar, obwohl letztlich im Einzelnen nicht gesagt werden kann, worauf dieser Effekt beruht.

Die Betrachtung der gasdynamischen Atemleistung erlaubt eine noch bessere Vergleichbarkeit der Ergebnisse, da hier Frequenzeffekte rechnerisch eliminiert werden.

Der unterschiedliche Stenoseeffekt ist auch hier in beiden Gruppen deutlich, obwohl einzelne Patienten (Pat. E.W. aus Gruppe I und E.S., W.S. aus Gruppe II) nicht gruppenkonforme Änderungen bei Stenoseatmung zeigen, so dass nicht grundsätzlich die These aufgestellt werden kann, dass bei den untersuchten COLD - Patienten mit der grösseren F_{Re} und der grösseren Differenz von $R_{aw\ e1}$ und $R_{aw\ e2}$ ($\triangleq$ Zuordnung zur Gruppe I) bei freier Atmung immer ein Nutzen bei Stenoseatmung in dem Sinne gefunden wurde, dass die Wirkleistung [1] gesenkt wurde. Es ist aber unverkennbar, dass die Wirkleistung immer eher bei diesen Patienten aus der Gruppe I abnahm, obwohl keine mathematische Korrelation zwischen $R_{aw\ e2} - R_{aw\ e1}$ und Abnahme der Wirkleistung besteht.

Am Beispiel des Patienten W.S. bei forcierter Exspiration wird zusätzlich deutlich, dass bei Ruheatmung durchaus noch ein Gleichgewichtszustand in den Atemwegen bestehen kann, der bei grösserer Anstrengung zusammenbricht und damit einen unproportionalen Anstieg der dynamischen Strömungswiderstände und damit der Arbeit gegen diese Widerstände nach sich ziehen kann.

---

1) $\dot{W}_g$ zur Überwindung der Strömungswiderstände in den Atemwegen und des Strömungswiderstandes der Stenose

Dieses Phänomen wurde bei diesem Patienten durch die Stenoseatmung verhindert.

Zusätzlich wird der Anteil der nutzlosen kompressiven Blindarbeit wahrscheinlich eher durch die Stenoseatmung reduziert als erhöht, da, wie oben gezeigt wurde, die Werte für ΔP_{AO} meist gesenkt werden konnten, sowie die " slow space ventilation rate " zunimmt (2.).

4.3 Kurze Zusammenfassung

Insgesamt lässt sich der Wert der Stenoseatmung bei den untersuchten Patienten so zusammenfassen :

Der Atemwegswiderstand in der Lunge selbst wurde bei allen Patienten unter Stenoseatmung gesenkt. Die " Ansprechbarkeit " des einzelnen Patienten kann bei den Stenosen verschieden sein. Ein ventilatorischer Nutzen - im Sinne einer Senkung des Atemwegswiderstandes gemeinsam mit dem Stenoseeigenwiderstand - wurde besonders für die Patienten der Gruppe I erreicht. Gerade in dieser Gruppe hatte die Stenose nicht die Wirkung einer Ventilstenose, d.h. das IGV stieg nicht wie bei lungengesunden Personen an, und es kam somit auch nicht zu einer weiteren unerwünschten Lungenüberblähung.

Die Hauptwirkung der künstlichen Stenosen war in einer wesentlichen Verminderung der Phasenverschiebung zwischen Druck und Fluss begründet, ein Effekt, der so gedeutet wurde, dass der Einfluss der dynamischen Atemwegswiderstände zurückgedrängt wurde. Dadurch wird eine bessere Homogenität der Atemwege erzeugt mit einem gleichmässigeren Druckabfall über dem gesamten Atemweg sowie einer Homogenisierung des Flowablaufs. So entsteht eine bessere Linearität der Atemwegswiderstände ohne ihren Absolutwert zu erhöhen.

Diese Homogenisierung muss nicht mit einer Erhöhung der gasdynamischen Wirkarbeit erkauft werden, vielmehr ist bei einer starken dynamischen Obstruktion eher mit einer Senkung von W_g zu rechnen (Gruppe I).

Die trapped air - Menge wird vermindert, und die Belüftung der trapped air - Bezirke wird verbessert. Das müsste zu einer Abnahme der nutzlosen kompressiven Blindarbeit führen.

5. EINIGE GEDANKEN ZUR ANWENDUNG EXSPIRATORISCHER STRÖMUNGSWIDERSTÄNDE BEI COLD - PATIENTEN UNTER KÜNSTLICHER BEATMUNG

Die vorgelegten Ergebnisse und ihre Deutung lassen mit Einschränkungen einige Rückschlüsse auf die Anwendung exspiratorischer Stenosen bei COLD - Patienten unter künstlicher Beatmung zu. Die Einschränkungen müssen sich auf nicht untersuchte atemmechanische Parameter, die hier nicht betrachteten Einflüsse auf den Lungenkreislauf und Einwirkungen seitens des Beatmungsgerätes ohne Zusatzstenose, wie z.B. den Widerstand, den ein Trachealtubus selbst darstellt [1], beziehen.

Die beiden in der Einleitung erwähnten Eingriffsmöglichkeiten in die Exspiration (" Bird-Stenosekappe " und " PEEP-Verfahren ") unterscheiden sich in einer wesentlichen Hinsicht. Während beim PEEP positive Drücke aufgebracht werden, die auch nach Beendigung der Exspiration weiter wirken und so wahrscheinlich auch eine Erhöhung der FRC_{He} [2] (45.) und des intrathorakalen Mitteldrucks verursachen (46.), ist die Stenosekappe nur <u>während</u> der Ausatmungsphase (wenn $\dot{V} \neq 0$) wirksam und erlaubt so am Ende der Exspiration einen Druckausgleich mit dem Umgebungsdruck. Das intrathorakale Gasvolumen wird nicht wesentlich erhöht. - Gemeinsam ist beiden Verfahren das " Vorschalten " einer exspiratorischen Resistance am Mund.

Die wohl häufigste Indikation zur Anwendung des PEEP ist die akute arterielle Hypoxämie, die durch IPPV nicht allein beseitigt

---

1) z. B. Herzog u.a. bestimmten den Eigenwiderstand eines üblichen Tubus mit ca. 5 - 10 cm $H_2O\ l^{-1}s^{-2}$ bei einem Flow von 500 ml/s (44.)

2) Es ist keine Untersuchung bekannt, in der das IGV unter PEEP ganzkörperplethysmographisch bestimmt wurde

werden kann und z.B. durch Lungenödem, Pneumonie, Atelektasen u.ä. verursacht ist. In diesen genannten Fällen liegt eher eine Senkung des IGV als Folge der genannten Störungen vor (47.).

Bei der untersuchten COLD - Patientengruppe ist das IGV ebenso wie die Atemmittellage extrem erhöht. Insofern ist eine weitere künstliche Erhöhung des IGV ein Verfahren, das das " air trapping " vermehrt, mit den Folgen wie Verteilungsstörung, Zunahme der Blindarbeit u.a. . Daher ist die Anwendung des PEEP bei reinen COLD - Patienten problematisch, es sei denn, es kommt zusätzlich aus anderen Gründen z.B. zum Lungenödem. Dann würde eine " Gratwanderung " für den Therapeuten beginnen.

Die zweite Wirkung des PEEP, die Verhinderung des Atemwegskollapses, die immer wieder als Begründung für eine PEEP-Anwendung bei dieser Patientengruppe angeführt wird (48., 49.), lässt sich durch eine künstliche exspiratorische Stenose ebenfalls bewirken, steht aber nicht in Zusammenhang mit einer IGV-Erhöhung.

So liegt es nahe, bei der künstlichen Beatmung von COLD - Patienten, die durch einen grossen Anteil an dynamischer Resistance, durch nichtlinearen Druck - Flussablauf in der Exspirationsphase und hohes IGV gekennzeichnet sind, eine exspiratorische Stenose zu verwenden. Hiermit lässt sich die Druck - Fluss - Beziehung homogenisieren, der Einfluss der dynamischen Resistance wird zurückgedrängt und die unterschiedlichen Zeitkonstanten in verschiedenen Lungenabschnitten werden angeglichen ohne gleichzeitige IGV-Erhöhung. Auf diese Weise ist eine gleichmässige Ventilation der gesamten Lunge zu erwarten.

Diese grundsätzlich empfehlenswerte Anwendung einer exspiratorischen Stenose bei COLD - Patienten, besonders wenn sie sich der Gruppe I zuordnen lassen, darf aber offensichtlich nicht

stereotyp vorgenommen werden, da sich auch in dieser Gruppe ein Patient befand, bei dem z.B. die gasdynamische Atemleistung unter Stenoseatmung zunahm.

Es kann daher in besonders gelagerten Fällen sinvoll sein, bevor eine Stenose angewendet wird, ihre Wirkung an Hand der ganzkörperplethysmographisch ermittelten gasdynamischen Atemarbeit mit und ohne Stenose zu beurteilen. So lässt sich klären, ob und mit welchem Durchmesser eine Stenose eingesetzt werden kann. - Eine solche Vorgehensweise wäre z.B. vor der Narkose eines COLD - Patienten denkbar.

In den häufigeren Fällen, in denen der Therapeut gezwungen ist, einen COLD - Patienten ohne diese Voruntersuchung zu beatmen, kann er im Einzelfall nicht absolut sicher sein, dass der Atemwegswiderstand mit der künstlichen Stenose absinken wird. Die vorgelegten Ergebnisse machen dies allerdings besonders für die Patientengruppe I sehr wahrscheinlich.

Zur endgültigen Beantwortung dieser Frage, die hier nur in Analogie zu den Ergebnissen diskutiert werden sollte , die an spontan atmenden COLD - Patienten gewonnen wurden, sind jedoch weitere Untersuchungen erforderlich, die Druck - Flussdiagramme und das IGV von COLD - Patienten unter Beatmung mit und ohne Stenose und darüberhinaus den Effekt auf die Atemgase bestimmen.

6. ZUSAMMENFASSUNG

Ziel der Arbeit war es, die atemmechanischen Effekte künstlicher exspiratorischer Stenosen (resp. " Lippenpfeife ") bei Patienten mit chronisch obstruktiven Lungenerkrankungen zu untersuchen, um für die Beatmung dieser Patientengruppe Informationen zu haben, die den sinnvollen Einsatz exspiratorischer Widerstände erlauben.

Neben einem lungengesunden Vergleichskollektiv (n = 10) wurde ein Patientenkollektiv (n = 12) ausgewählt, das ausser den bekannten spirometrischen Kennzeichen einer chronischen Obstruktion der Atemwege bei der plethysmographischen Untersuchung eine exspiratorisch keulenförmige Deformierung der Resistance - Schleife bot. - Zur Stenoseuntersuchung wurde ein volumenkonstanter Ganzkörperplethysmograph benutzt. Beim Vergleichs- und beim Patientenkollektiv wurden das intrathorakale Gasvolumen und Atemwegswiderstände besimmt. Um der besonderen atemmechanischen Situation der Patienten (Nichtlinearität von Druck und Fluss) gerecht zu werden, wurden simultan die gasdynamischen Atemleistung, der Atemzeitquotient sowie die von der exspiratorischen Resistance-Schleife umschlossene Fläche gemessen.

Bezüglich der Stenosewirkung unterschieden sich Vergleichs- und Patientenkollektiv in mehrfacher Hinsicht :

Beim Normalkollektiv stieg das i n t r a t h o r a k a l e G a s v o l u m e n um 600 ml an (jeweils 7 mm - Stenose). Der A t e m w e g s w i d e r s t a n d erhöhte sich nach Vorschalten der Stenose nahezu um den Betrag des Stenoseeigenwiderstandes (= Addition zweier hintereinandergeschalteter Widerstände).

Das Patientenkollektiv war in seiner Ausgangssituation entsprechend der Grunderkrankung gekennzeichnet durch eine pathologische Steigerung des intrathorakalen Gasvolumens, des Atemwegswiderstandes, der Fläche der exspiratorischen Resistance - Schleife, des Atemzeitquotienten und der gasdynamischen Atemleistung. Insbesondere ist die Fläche, die von der exspiratorischen Resistance-Schleife (" Keule ") gebildet wird, ein Ausdruck für die Nichtlinearität von Druck und Fluss in den pathologisch veränderten Atemwegen der Patientengruppe. - Im Gegensatz zu den gesunden Versuchspersonen wurden die Resistancewerte beim Patientenkollektiv nach Vorschalten der 7 mm - Stenose n i c h t um den Betrag des Stenoseeigenwiderstandes erhöht. Das heisst, der Atemwegswiderstand in der Lunge selbst ist aufgrund der Stenose abgesunken (= nichtadditives Verhalten zweier hintereinandergeschalteter Widerstände). Die Fläche der " Keule " wurde um über die Hälfte reduziert. Das intrathorakale Gasvolumen wurde bei der 7 mm - Stenose n i c h t erhöht. Die gasdynamische Atemleistung wurde gesenkt, der Atemzeitquotient im Durchschnitt erhöht. - Bei den Patienten, die durch eine relativ grosse Fläche der Resistance - Schleife gekennzeichnet waren (n = 6), liess sich der Atemwegswiderstand z u s a m m e n mit dem Stenoseeigenwiderstand unter den Ausgangswert bei freier Atmung senken.

Als Hauptwirkung der künstlichen exspiratorischen Stenosen wird die Verminderung der Phasenverschiebung von Druck und Fluss bei Patienten mit chronisch obstruktiven Lungenerkrankungen angesehen. So kann die durch die pathologisch erhöhte Compliance der Atemwegswände bedingte Inhomogenität des Druck - Flussablaufs während der Exspiration reduziert werden. Es kommt zu einem gleichmässigeren Druckabfall über dem gesamten Atemweg sowie zu einer Homogenisierung des Flows. Die Linearität der Atemwegswiderstände nimmt zu, ohne das intrathorakale Gasvolumen und die gasdynamische Wirkleistung zu erhöhen. - Daneben wird möglicherweise die nutzlose kompressive Blindarbeit, die

sich ganzkörperplethysmographisch nicht bestimmen lässt, reduziert.

Aus dieser Untersuchung lässt sich die Empfehlung ableiten, bei der künstlichen Beatmung von Patienten mit chronisch obstruktiven Lungenerkrankungen exspiratorische Widerstände - im Sinne der " Bird " - Stenosekappe - zu verwenden ; das PEEP - Verfahren ist weniger geeignet, da hier gleichzeitig eine unerwünschte Erhöhung des intrathorakalen Gasvolumens bewirkt wird, die für die Stenosewirkung offensichtlich nicht erforderlich ist.

7. ANHANG

Tabellen und Abbildungen

Tabelle 1 : Klinische Tabelle, Teil 1
(Patientenkollektiv)

Name	Geschlecht	Alter	Broca-Index	Husten	Auswurf	Dyspnoe
1.A.G.	männl.	81	108	+	+	Belastungs-dyspnoe
2.W.S.	männl.	67	100	+	+	Belastungs-, selten Ruhe-dyspnoe
3.R.K.	männl.	78	89,5	+	+	Ruhedyspnoe
4.P.K.	männl.	79	70,8	++	+	Ruhedyspnoe
5.W.F.	männl.	64	91,7	+	+++	Belastungs-dyspnoe
6.E.W.	männl.	69	95,6	+	++	Belastungs-dyspnoe
7.E.S.	männl.	64	119,7	+	+	Belastungs-dyspnoe
8.W.K.	männl.	61	101,4	+	+++	Belastungs-dyspnoe
9.K.S.	männl.	69	106,9	+	++	Belastungs-dyspnoe
10.M.F.	weibl.	62	80,3	+++	+++	Belastungs-dyspnoe
11.W.S.	männl.	54	74,1	++	++	Belastungs-dyspnoe
12.H.P.	weibl.	68	104,4	+++	++	Ruhedyspnoe

Tabelle 1 : Klinische Tabelle, Teil 2
(Patientenkollektiv)

Pat. Nr.	Perkussion Auskultation	Rö.- Thorax	Periph. Ödeme	Dauer der Erkrankung
1.	Hypersonorer K.S., leises A.G.	Tiefstehende abgeflachte Zwerchfelle, vermehrte Strahlentransparenz	-	Seit 12 J. COLD bekannt
2.	Hypersonorer K.S., trockene und grobblasige R.G.	Tiefstehende abgeflachte Zwerchfelle, vermehrte Strahlentransparenz	Knöchelödeme bds.	Unbekannt
3.	Hypersonorer K.S., leises A.G., Giemen	Tiefstehende abgeflachte Zwerchfelle, vermehrte Strahlentransparenz, kleines und steiles Herz	-	40 J. Kohlenstaubexposition, langjährige Dyspnoe, seit 5 J. gehäuft bronchopulmonale Infekte
4.	Hypersonorer K.S., leises A.G., basal trockene R.G.	Tiefstehende abgeflachte Zwerchfelle, vermehrte Strahlentransparenz, kleines und steiles Herz	-	Seit 20 J. progrediente Dyspnoe, seit 5 J. gelegentlich bronchopulmonale Infekte
5.	Hypersonorer K.S., vereinzelt trockene R.G.	Zustand nach Pneumektomie li., re. tiefstehendes Zwerchfell, vermehrte Strahlentransparenz, extreme Verlagerung der Mediastinalorgane nach li.	Unterschenkelödeme bds.	Pneumektomie wegen Bronchustumor vor 6 J.

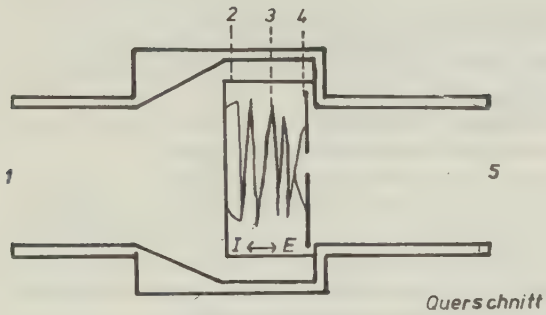
Tabelle 1 : Klinische Tabelle, Teil 3
(Patientenkollektiv)

Pat. Nr.	Perkussion Auskultation	Rö.-Thorax	Periph. Ödeme	Dauer der Erkrankung
6.	Hypersonorer K.S., leises A.G.	Tiefstehende abgeflachte Zwerchfelle, ventrobasale Pleuraschwarte	Prätibiale Ödeme bds.	Seit über 5 J. zunehmende Belastungsdyspnoe
7.	Hypersonorer K.S., trockene und basal mittelblasige R.G.	Tiefstehende abgeflachte Zwerchfelle, in den Unterfeldern "peribronchitische" Zeichnung, zentrale Lungenstauung, bds. dilatiertes Herz	Massive Beinödeme Stauungsleber	Seit 6 J. mucopurulente Bronchitis, seit 3 J. zunehmende Rechtsinsuffizienz
8.	Hypersonorer K.S., Giemen	Tiefstehende abgeflachte Zwerchfelle, dichte und plumpe Hili	Unterschenkelödeme bds.	Unbekannt
9.	Hypersonorer K.S., leises A.G.	Tiefstehende abgeflachte Zwerchfelle, vermehrte Strahlentransparenz, starke Verschwartung ventro-basal	-	Unbekannt
10.	Hypersonorer K.S., leises A.G.	Tiefstehende abgeflachte Zwerchfelle, vermehrte Strahlentransparenz	-	Seit ca. 20 J. chron. Bronchitis
11.	Hypersonorer K.S., leises A.G., Giemen	Tiefstehende abgeflachte Zwerchfelle, vermehrte Strahlentransparenz, "Emphysemblasen"	Knöchelödeme bds.	COLD seit 14 J. bekannt, bereits zweimal ist ein Pneumothorax aufgetreten

Tabelle 1 : Klinische Tabelle, Teil 4
(Patientenkollektiv)

Pat. Nr.	Perkussion Auskultation	Rö.- Thorax	Periph. Ödeme	Dauer der Erkrankung
12.	Hypersonorer K.S., trockene R.G.	Tiefstehende abgeflachte Zwerchfelle, vermehrte Strahlentransparenz, "Emphysemblasen"	Beinödeme bds.	Seit 35 J. Athma bronchiale bekannt, seit 5 J. gehäuft bronchopulmonale Infekte

Abb 2: künstliche Stenose



Querschnitt

Zeichenerklärung :

1. Ansatzstück zum Mund
2. Vierbeiniges Metallkreuz
3. Leichte und trägheitsarme Metallfeder (Drahtdurchmesser < 0,5 mm)
4. Kunststoffplättchen mit Bohrung von 7 mm bzw. 5 mm Ø (frei beweglich von " I " nach " E ", in Abb. 2 gerade in Exspirationsstellung " E ")
5. Ansatzstück zum Pneumotachographen

Tabelle 4 : Veränderung des IGV bei Stenoseatmung
(Normalkollektiv)

Nr.	Name	Geschlecht	Alter	Grösse	Gewicht	IGV ohne Stenose	IGV bei 7mm-Stenose	Differenz
			Jahre	cm	kg	l	l	l
1.	S.J.	weibl.	27	168	63	2,64	2,64	-
2.	R.J.	weibl.	32	166	57	2,96	3,87	0,91
3.	L.B.	weibl.	28	172	58	3,21	4,17	0,96
4.	H.A.	weibl.	24	173	59	2,42	3,52	1,10
5.	S.J.	weibl.	25	174	58	3,87	4,33	0,46
6.	H.D.	männl.	37	186	82	3,90	4,55	0,65
7.	S.P.	männl.	20	174	77	4,82	5,47	0,65
8.	M.H.	männl.	47	178	75	4,22	5,07	0,85
9.	J.D.	männl.	26	170	62	4,17	4,48	0,31
10.	S.B.	männl.	23	186	67	3,82	4,26	0,44
		M	28,9	175	66,8	3,60	4,23	0,63
		SD	±7,9	± 6,8	±9,0	±0,76	±0,79	±0,34

Tabelle 5 : Veränderung des $R_{aw\,(e)}$ bei Stenoseatmung (Normalkollektiv)

Nr.	Name	R_{aw} (=$R_{aw\,e}$) ohne Stenose	$R_{aw\,e}$ bei 7 mm Stenose	Differenz
		$\frac{cm\ H_2O}{l\ /\ s}$	$\frac{cm\ H_2O}{l\ /\ s}$	$\frac{cm\ H_2O}{l\ /\ s}$
1.	S.J.	0,79	8,19	7,40
2.	R.J.	1,16	7,22	6,06
3.	L.B.	1,55	9,74	8,19
4.	H.A.	2,46	12,24	9,78
5.	S.J.	1,53	8,40	6,87
6.	H.D.	1,66	7,24	5,58
7.	S.P.	1,54	8,39	6,85
8.	M.H.	1,07	8,64	7,57
9.	J.D.	1,50	8,94	7,44
10.	S.B.	2,03	11,44	9,41
	M	1,53	9,04	7,53
	SD	$\pm$0,47	$\pm$1,66	$\pm$1,33

Tabelle 7 : Gruppeneinteilung der untersuchten COLD - Patienten

Nr.	Name	$R_{aw\ e1}$	$R_{aw\ e2}$	$R_{aw\ e1}-R_{aw\ e2}$ Differenz	Gruppe
		cm H_2O / l / s	cm H_2O / l / s	cm H_2O / l / s	
1.	A.G.	11,24	15,84	4,6	I
2.	W.S.	11,29	21,44	10,15	I
3.	R.K.	17,44	34,81	17,37	I
4.	P.K.	9,49	35,04	25,55	I
5.	W.F.	7,39	34,22	26,83	I
6.	E.W.	9,10	42,25	33,15	I
	M	10,90	30,60	19,61	I
	SD	±3,47	±9,87	±10,87	
7.	E.S.	4,16	6,79	2,63	II
8.	W.K.	4,26	6,30	2,04	II
9.	K.S.	6,99	8,44	1,45	II
10.	M.F.	7,64	8,34	0,70	II
11.	W.S.	2,69	2,82	0,13	II
12.	H.P.	8,92	8,92	-	II
	M	5,77	6,94	1,17	II
	SD	±2,42	±2,26	±0,99	

Tabelle 8 : IGV - Änderung bei Stenoseatmung
(Patientenkollektiv)

Pat. Nr.	IGV ohne Stenose	IGV bei 7mm-Stenose	Differenz (7mm - ohne Stenose)	IGV bei 5mm-Stenose	Differenz (5mm - ohne Stenose)
	l	l	l	l	l
1.	8,52	7,67	-0,85	-	-
2.	8,17	8,33	+0,16	8,52	+0,35
3.	7,14	6,93	-0,21	7,87	+0,73
4.	7,82	8,19	+0,37	-	-
5.	8,82	-	-	8,34	-0,48
6.	5,44	5,42	-0,02	5,42	-0,02
M_I	7,42	7,31	-0,11	7,54	+0,14
SD	±1,22	±1,19	±0,47	±1,44	±0,52
7.	6,62	-	-	7,93	+1,31
8.	6,64	7,73	+1,09	7,97	+1,33
9.	7,24	-	-	7,72	+0,48
10.	8,34	7,72	-0,62	7,87	-0,47
11.	8,02	8,82	+0,80	8,37	+0,35
12.	3,54	2,74	-1,80	-	-
M_{II}	6,73	6,76	-0,13	7,97	+0,60
SD	±1,72	±2,72	±1,34	±0,24	±0,75

Tabelle 9 : $R_{aw\ 1}$ - Änderung bei Stenoseatmung
(Patientenkollektiv)

Pat. Nr.	$R_{aw\ 1}$ ohne Stenose	$R_{aw\ 1}$ bei 7mm-Stenose	Differenz (7mm-ohne Stenose)	$R_{aw\ 1}$ bei 5mm-Stenose	Differenz (5mm-ohne Stenose)
	cmH_2O / l / s	cmH_2O / l / s	cmH_2O / l / s	cmH_2O / l / s	cmH_2O / l / s
1.	8,69	8,56	-0,13	-	-
2.	7,09	6,96	-0,13	7,24	+0,15
3.	13,54	15,19	+1,65	16,84	+3,30
4.	6,84	7,69	+0,85	-	-
5.	5,94	-	-	8,15	+3,21
6.	6,74	8,42	+1,68	12,44	+5,70
M_I	8,14	9,36	+0,78	11,16	+3,09
SD	±2,79	±3,32	±0,89	±4,41	±2,27
7.	3,64	-	-	6,64	+3,20
8.	3,55	4,34	+0,79	5,32	+1,77
9.	5,98	-	-	6,50	+0,52
10.	6,72	11,49	+4,77	10,64	+3,92
11.	2.43	3,62	+1,19	5,07	+2,64
12.	5.18	10,34	+5,16	-	-
M_{II}	4.58	7,45	+2,97	6,87	+2,41
SD	±1.64	±4,04	±2,30	±2,23	±1,31

Tabelle 10 : $R_{aw\ el}$ - Änderung bei Stenoseatmung (Patientenkollektiv)

Pat. Nr.	R_{awel} ohne Stenose	R_{awel} bei 7mm-Stenose	Differenz (7mm-ohne Stenose)	R_{awel} bei 5mm-Stenose	Differenz (5mm-ohne Stenose)
	cmH_2O / l / s	cmH_2O / l / s	cmH_2O / l / s	cmH_2O / l / s	cmH_2O / l / s
1.	11,24	10,74	-0,50	-	-
2.	11,29	11,04	-0,25	16,52	+5,23
3.	17,44	21,54	+4,10	23,64	+6,20
4.	9,49	11,14	+1,65	-	-
5.	7,39	-	-	16,24	+8,85
6.	9,10	11,89	+2,79	26,53	+17,43
M_I	10,90	13,27	+1,55	20,73	+9,42
SD	±3,47	±4,64	±1,97	±5,16	±5,54
7.	4,16	-	-	8,56	+4,40
8.	4,26	6,61	+2,45	8,76	+4,50
9.	6,99	-	-	11,89	+5,10
10.	7,64	14,09	+6,45	14,04	+6,40
11.	2,69	6,24	+3,55	11,96	+9,00
12.	8,92	13,34	+5,42	-	-
M_{II}	5,77	10,07	+4,46	11,04	+5,88
SD	±2,42	±4,22	±1,89	±2,34	±1,92

Tabelle 11 : $R_{aw\ 2}$ - Änderung bei Stenoseatmung (Patientenkollektiv)

Pat. Nr.	$R_{aw\ 2}$ ohne Stenose	$R_{aw\ 2}$ bei 7mm-Stenose	Differenz (7mm-ohne Stenose)	$R_{aw\ 2}$ bei 5mm-Stenose	Differenz (5mm-ohne Stenose)
	cmH_2O / l / s	cmH_2O / l / s	cmH_2O / l / s	cmH_2O / l / s	cmH_2O / l / s
1.	10,74	8,98	-1,76	-	-
2.	7,79	8,32	+0,53	7,24	-0,55
3.	19,54	17,24	-2,30	17,44	-2,10
4.	12,84	9,19	-3,75	-	-
5.	11,19	-	-	8,15	-3,04
6.	14,34	12,44	-2,10	13,94	-0,40
M_I	12,74	11,23	-1,87	11,69	-1,52
SD	±3,99	±3,71	±1,54	±4,84	±1,27
7.	4,40	-	-	7,64	+3,24
8.	4,36	4,69	+0,33	5,61	+1,25
9.	6,47	-	-	6,50	+0,03
10.	7,14	11,49	+4,35	11,86	+4,72
11.	2,54	7,09	+4,05	5,07	+2,53
12.	5,18	10,34	+5,16	-	-
M_{II}	5,01	8,40	+3,72	7,33	+2,35
SD	±1,65	±3,09	±1,66	±2,71	±1,80

Tabelle 12 : $R_{aw\ e2}$ - Änderung bei Stenoseatmung (Patientenkollektiv)

Pat. Nr.	R_{awe2} ohne Stenose	R_{awe2} bei 7mm-Stenose	Differenz (7mm-ohne Stenose)	R_{awe2} bei 5mm-Stenose	Differenz (5mm-ohne Stenose
	$\frac{cmH_2O}{l / s}$	$\frac{cmH_2O}{l / s}$	$\frac{cmH_2O}{l / s}$	$\frac{cmH_2O}{l / s}$	$\frac{cmH_2O}{l / s}$
1.	15,84	10,74	-5,10	-	-
2.	21,44	23,14	+1,70	16,52	-4,92
3.	34,81	26,77	-8,04	26,25	-8,56
4.	35,04	16,24	-18,80	-	-
5.	34,22	-	-	16,24	-17,98
6.	42,25	26,17	-16,08	42,24	-0,01
M_I	30,60	20,61	-9,26	25,31	-7,86
SD	$\pm$9,87	$\pm$6,92	$\pm$8,31	$\pm$12,20	$\pm$7,59
7.	6,79	-	-	12,19	+5,40
8.	6,30	7,49	+1,19	9,64	+3,34
9.	8,44	-	-	11,89	+3,45
10.	8,34	14,09	+2,75	17,49	+9,15
11.	2,82	8,82	+6,00	11,96	+9,14
12.	8,92	13,34	+4,42	-	-
M_{II}	6,94	10,93	+3,59	12,63	+6,09
SD	$\pm$2,26	$\pm$3,27	$\pm$2,08	$\pm$2,90	$\pm$2,90

Tabelle 13 : $\dot{V}_{e\ max}$ - Änderung bei Stenoseatmung (Patientenkollektiv)

Pat. Nr.	$\dot{V}_{emax}$ ohne Stenose	$\dot{V}_{emax}$ bei 7mm-Stenose	Differenz (7mm-ohne Stenose)	$\dot{V}_{emax}$ bei 5mm-Stenose	Differenz (5mm-ohne Stenose)
	l/s	l/s	l/s	l/s	l/s
1.	0,77	0,75	-0,02	-	-
2.	0,83	0,53	-0,30	0,50	-0,33
3.	0,60	0,50	-0,10	0,50	-0,10
4.	0,60	0,63	-0,03	-	-
5.	0,72	-	-	0,50	-0,22
6.	0,77	0,65	-0,12	0,50	-0,27
M_I	0,71	0,61	-0,10	0,50	-0,21
SD	±0,09	±0,10	±0,12	±0,00	±0,09
7.	1,20	-	-	0,42	-0,78
8.	1,00	0,82	-0,18	0,60	-0,40
9.	1,00	-	-	0,65	-0,35
10.	0,75	0,57	-0,18	0,52	-0,23
11.	1,17	0,75	-0,42	0,52	-0,65
12.	0,50	0,70	+0,20	-	-
M_{II}	0,93	0,71	-0,14	0,54	-0,48
SD	±0,27	±0,10	±0,25	±0,08	±0,23

Tabelle 14 : F_{Re} - Änderung bei Stenoseatmung
(Patientenkollektiv)

Pat. Nr.	F_{Re} ohne Stenose	F_{Re} bei 7mm-Stenose	Differenz (7mm-ohne Stenose)	F_{Re} bei 5mm-Stenose	Differenz (5mm-ohne Stenose)
	cm^2	cm^20	cm^2	cm^2	cm^2
1.	8,00	0,00	-8,00	-	-
2.	13,00	5,10	-7,90	3,30	-9,70
3.	16,80	7,80	-9,00	3,50	-13,30
4.	10,10	6,10	-4,00	-	-
5.	21,30	-	-	4,50	-16,80
6.	12,40	6,50	-5,90	6,00	-6,40
M_I	13,60	5,10	-6,96	4,32	-11,55
SD	±4,79	±3,01	±2,00	±1,23	±4,49
7.	6,60	-	-	2,00	-4,60
8.	4,10	2,10	-2,00	1,70	-2,40
9.	9,10	-	-	1,30	-7,80
10.	3,60	0,00	-3,60	0,00	-3,60
11.	1,10	1,90	+0,80	1,00	-0,10
12.	0,70	2,00	+1,30	-	-
M_{II}	4,20	1,50	-0,88	1,20	-3,70
SD	±3,22	±1,00	±2,32	±0,77	±2,84

Tabelle 15 : ΔP_{AO} - Änderung bei Stenoseatmung (Patientenkollektiv)

Pat. Nr.	ΔP_{AO} ohne Stenose	ΔP_{AO} bei 7mm-Stenose	Differenz (7mm-ohne Stenose)	ΔP_{AO} bei 5mm-Stenose	Differenz (5mm-ohne Stenose)
	cm H_2O	cm H_2O	cm H_2O	cm H_2O	cm H_2O
1.	0,40	0,00	-0,40	-	-
2.	3,57	1,33	-2,24	1,70	-1,87
3.	3,48	0,25	-3,23	0,99	-2,49
4.	0,80	1,43	+0,63	-	-
5.	5,30	-	-	1,57	-3,73
6.	1,70	0,93	-0,77	1,86	+0,16
M_I	2,60	0,79	-1,20	1,53	-1,98
SD	$\pm$1,93	$\pm$0,64	$\pm$1,53	$\pm$0,38	$\pm$1,62
7.	1,23	-	-	0,96	-0,27
8.	0,65	0,99	+0,34	0,21	-0,44
9.	1,70	-	-	0,77	-0,93
10.	1,15	0,33	-0,82	1,26	+0,11
11.	0,00	0,80	+0,80	1,05	+1,05
12.	2,08	1,84	-0,24	-	-
M_{II}	1,14	0,99	-0,02	0,85	-0,09
SD	$\pm$0,74	$\pm$0,63	$\pm$0,70	$\pm$0,39	$\pm$0,74

Tabelle 16 : AZQ - Änderung bei Stenoseatmung
(Patientenkollektiv)

Pat. Nr.	AZQ ohne Stenose	AZQ bei 7mm-Stenose	Differenz (7mm-ohne Stenose)	AZQ bei 5mm-Stenose	Differenz (5mm-ohne Stenose)
1.	1,30	1,82	+0,52	-	-
2.	2,25	2,00	-0,25	2,04	-0,21
3.	1,72	1,36	-0,36	1,68	-0,04
4.	1,27	2,20	+0,93	-	-
5.	2,44	-	-	2,23	-0,21
6.	1,28	1,43	+0,15	1,30	+0,02
M_I	1,71	1,76	+0,19	1,81	-0,11
SD	$\pm$0,52	$\pm$0,36	$\pm$0,54	$\pm$0,41	$\pm$0,19
7.	1,01	-	-	1,74	+0,73
8.	1,65	2,10	+0,45	2,10	+0,45
9.	1,20	-	-	2,35	+1,15
10.	1,83	1,71	-0,12	1,95	+0,12
11.	1,13	1,68	+0,55	2,40	+1,27
12.	1,72	2,05	+0,33	-	-
M_{II}	1,42	1,89	+0,30	2,11	+0,74
SD	$\pm$0,35	$\pm$0,22	$\pm$0,29	$\pm$0,28	$\pm$0,48

Tabelle 17 : Atemfrequenzänderung bei Stenoseatmung (Patientenkollektiv)

Pat. Nr.	AF ohne Stenose	AF bei 7mm-Stenose	Differenz (7mm-ohne Stenose)	AF bei 5mm-Stenose	Differenz (5mm-ohne Stenose)
	Az./M.	Az./M.	Az./M.	Az./M.	Az./M.
1.	24,8	16,6	-8,2	-	-
2.	18,9	13,4	-5,5	17,2	-1,7
3.	19,7	18,5	-1,2	14,8	-4,9
4.	24,5	26,1	+1,6	-	-
5.	16,1	-	-	19,1	+3,0
6.	17,5	24,0	+6,5	19,8	+2,3
M_I	20,25	19,72	-1,36	17,73	-0,33
SD	$\pm$3,62	$\pm$5,25	$\pm$5,79	$\pm$2,24	$\pm$3,69
7.	15,5	-	-	13,8	-1,7
8.	16,4	19,7	+3,3	21,2	+4,8
9.	25,0	-	-	19,1	-5,9
10.	15,6	15,4	-0,2	12,2	-3,4
11.	24,2	12,3	-11,9	14,1	-10,1
12.	30,4	19,7	-20,7	-	-
M_{II}	21,18	16,78	-7,37	16,68	-3,26
SD	$\pm$6,24	$\pm$3,61	$\pm$11,00	$\pm$3,86	$\pm$5,50

Tabelle 18 : W_g - Änderung bei Stenoseatmung
(Patientenkollektiv)

Pat. Nr.	W_g ohne Stenose	W_g bei 7mm-Stenose	Differenz (7mm-ohne Stenose)	W_g bei 5mm-Stenose	Differenz (5mm-ohne Stenose)
	mkp l^{-1}	mkp l^{-1}	mkp l^{-1}	mkp l^{-1}	mkp l^{-1}
1.	0,13866	0,12502	-0,01364	-	-
2.	0,14455	0,11986	-0,02469	0,14760	+0,00305
3.	0,20731	0,19963	-0,00768	0,17082	-0,03649
4.	0,12394	0,09321	-0,03073	-	-
5.	0,15282	-	-	0,12476	-0,02806
6.	0,13115	0,12459	-0,00656	0,16662	+0,03547
M_I	0,14973	0,13246	-0,01666	0,15245	-0,00650
SD	±0,02999	±0,03967	±0,01059	±0,02064	±0,03265
7.	0,08496	-	-	0,08574	+0,00078
8.	0,07822	0,08825	+0,01003	0,10481	+0,02659
9.	-	-	-	-	- [1]
10.	0,08520	0,11928	+0,03406	0,12559	+0,04039
11.	0,05627	0,06180	+0,00553	0,07500	+0,01873
12.	0,06100	0,15375	+0,09275	-	-
M_{II}	0,07313	0,10577	0,03559	0,09778	0,02162
SD	±0,01368	±0,03966	±0,04016	±0,02220	±0,01673

1) Aufgrund eines Gerätefehlers konnten diese Messwerte nicht übernommen werden.

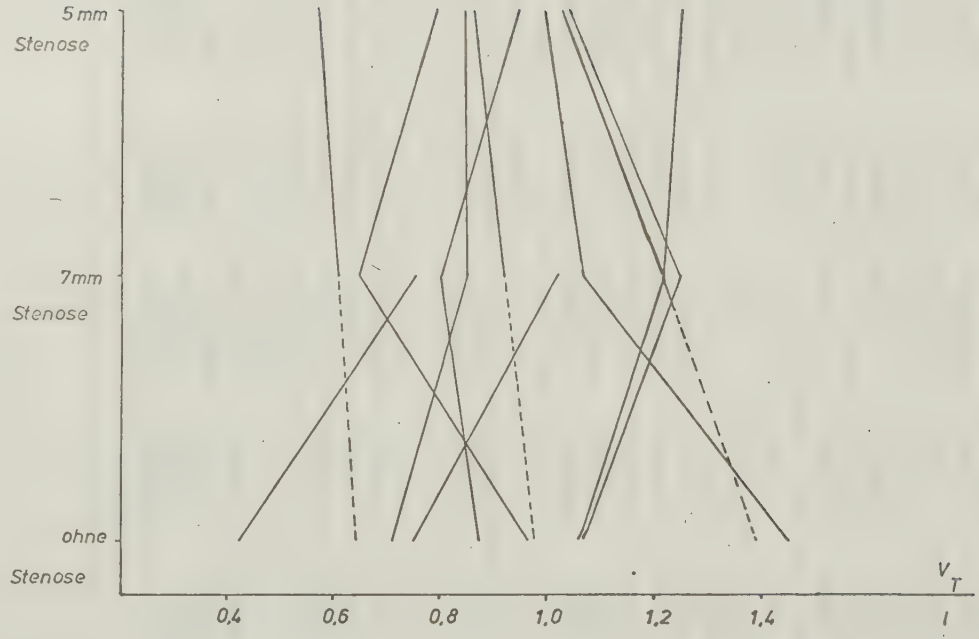
Tabelle 19 : $W_{g\,e}$ - Änderung bei Stenoseatmung
(Patientenkollektiv)

Pat. Nr.	$W_{g\,e}$ ohne Stenose	$W_{g\,e}$ bei 7mm-Stenose	Differenz (7mm-ohne Stenose)	$W_{g\,e}$ bei 5mm-Stenose	Differenz (5mm-ohne Stenose)
	mkp l^{-1}	mkp l^{-1}	mkp l^{-1}	mkp l^{-1}	mkp l^{-1}
1.	0,07230	0,06600	-0,00630	-	-
2.	0,05982	0,05229	-0,00753	0,06800	+0,00818
3.	0,10841	0,09260	-0,01581	0,09802	-0,01039
4.	0,07368	0,04747	-0,02621	-	-
5.	0,06923	-	-	0,06454	-0,00469
6.	0,08346	0,08167	-0,00179	0,10365	+0,02019
M_I	0,07781	0,06800	-0,01152	0,08355	-0,00332
SD	$\pm$0,01660	$\pm$0,01902	$\pm$0,00939	$\pm$0,01999	$\pm$0,01316
7.	0,04341	-	-	0,03327	-0,01014
8.	0,03810	0,04937	+0,01127	0,05160	+0,01350
9.	-	-	-	-	-
10.	0,03930	0,06737	+0,02807	0,07656	+0,03720
11.	0,02814	0,03700	+0,00886	0,04825	+0,02111
12.	0,02600	0,08200	+0,05600	-	-
M_{II}	0,03499	0,05893	0,02605	0,05224	0,01541
SD	$\pm$0,00706	$\pm$0,01965	$\pm$0,02159	$\pm$0,01788	$\pm$0,01965

Tabelle 20 : $\dot{W}_g$ - Änderung bei Stenoseatmung
(Patientenkollektiv)

Pat. Nr.	$\dot{W}_g$ ohne Stenose	$\dot{W}_g$ bei 7mm-Stenose	Differenz (7mm-ohne Stenose)	$\dot{W}_g$ bei 5mm-Stenose	Differenz (5mm-ohne Stenose)
	$\frac{m\ kp}{l/s}$	$\frac{m\ kp}{l/s}$	$\frac{m\ kp}{l/s}$	$\frac{m\ kp}{l/s}$	$\frac{m\ kp}{l/s}$
1.	0,0286	0,0174	-0,0112	-	-
2.	0,0228	0,0133	-0,0095	0,0211	-0,0017
3.	0,0346	0,0307	-0,0039	0,0212	-0,0134
4.	0,0253	0,0192	-0,0061	-	-
5.	0,0207	-	-	0,0198	-0,0009
6.	0,0192	0,0249	+0,0057	0,0278	+0,0086
M_I	0,0252	0,0211	-0,0050	0,0224	-0,0018
SD	$\pm$0,0055	$\pm$0,0067	$\pm$0,0065	$\pm$0,0034	$\pm$0,0089
7.	0,0110	-	-	0,0099	-0,0011
8.	0,0107	0,0145	+0,0038	0,0187	+0,0080
9.	-	-	-	-	-
10.	0,0111	0,0154	+0,0043	0,0129	+0,0018
11.	0,0117	0,0063	-0,0054	0,0089	-0,0028
12.	0,0154	0,0252	+0,0102	-	-
M_{II}	0,0119	0,0153	0,0032	0,0126	0,0014
SD	$\pm$0,0017	$\pm$0,0076	$\pm$0,0064	$\pm$0,0043	$\pm$0,0046

Abb. 15: V_T - Änderung bei Stenose - atmung



8. Abkürzungsverzeichnis

AF	= Atemfrequenz
A.G.	= Atemgeräusch
Az./M.	= Atemzüge pro Minute
AZQ	= Atemzeitquotient
BTPS	= body temperature and ambient pressure saturated with water vapor (12.)
COLD	= chronisch obstruktive Lungenerkrankung (von chronic obstructive lung disease)
ERV	= Exspiratorisches Reservevolumen (Def. S.7)
FEV_1	= Forciertes Exspirationsvolumen in der ersten Sekunde (Def. S.7)
F_{Re}	= Fläche der exspiratorischen Resistance - Schleife (Def. S.37f.)
FRC_{He}	= Funktionelle Residualkapazität, die mit der Helium-Methode bestimmt wird
$\mathfrak{J}$	= " Schein " - Stromstärke (komplexe Zahl)
I	= Stromstärke
I_w	= Wirkstrom
I_x	= Blindstrom
IGV	= Intrathorakales Gasvolumen
IPPV	= intermittend positive pressure ventilation
J.	= Jahr
K.S.	= Klopfschall
$\lvert\mathfrak{P}\rvert$	= Betrag des " Schein "-Drucks
P	= Druck
P_A	= Alveolärer Druck
P_K	= Kammerdruck (im Ganzkörperplethysmographen)
P_w	= Wirkdruck
P_x	= Blinddruck
PEEP	= positive exspiratory pressure plateau
Q	= Ladung
R	= Widerstand (Ohm)

R_{aw} = Atemwegswiderstand

$R_{aw\ e}$ = Exspiratorischer Atemwegswiderstand

$R_{aw\ 1}$ = Atemwegswiderstand im Punkt " 1 " (Def. S.36)

$R_{aw\ e1}$ = Exspiratorischer Atemwegswiderstand im Punkt " 1 " (Def. S.36)

$R_{aw\ 2}$ = Atemwegswiderstand im Punkt " 2 " (Def. S.36)

$R_{aw\ e2}$ = Exspiratorischer Atemwegswiderstand im Punkt " 2 " (Def. S.36)

R.G. - Rasselgeräusche

R_i = Ohmscher, induktiver oder kapazitiver Widerstand

RV = Residualvolumen (Def. S.8)

sec = Sekunde

T = Absolute Temperatur

t = Zeit

TLC = Totalkapazität (Def. S. 8)

$\mathcal{U}$ = " Schein " - Spannung (komplexe Zahl)

U = Spannung

U_w = Wirkspannung

U_x = Blindspannung

V = Volumen

$\dot{V}$ = Atemstromstärke (Flow)

V_m = Volumen, am Mund gemessen

$\dot{V}_m$ = Flow, am Mund gemessen

VC = Vitalkapazität (Def. S.7)

$V_{e\ max}$ = Maximaler exspiratorischer Flow (Def. S.39)

V_w = Wirkvolumen

V_x = Blindvolumen ($\dot{V}_{w,x}$ analog)

V_T = Atemzugsvolumen

V_{Th} = Thoraxvolumen

W_g = Gasdynamische Atemarbeit

$W_{g\ e}$ = Exspiratorische gasdynamische Atemarbeit

$\dot{W}_g$ = Atemleistung (gasdynamische)

W_w = Wirkarbeit

W_x = Blindarbeit

WHO = world health organisation

$\mathfrak{Z}$ = Impedanz (Scheinwiderstand)

ΔP_{AO} = Druckdifferenz bei Strömungs-Null (Def. S.37)

Literaturverzeichnis

1. Schmidt, R.W., Wasserman, K., Lillington, G.A. — The effect of air flow and oral pressure on the mechanics of breathing in patients with asthma and emphysema. Am. Rev. Respir. Dis. 90, 564 (1964)
2. Thoman, R.L., Stoker, G.L., Ross, J.C. — The efficacy of pursed lips breathing in patients with chronic obstructive pulmonary disease. Am. Rev. Respir. Dis. 93, 100 (1966)
3. Ingram, R.H., Schilder, D.P. — Effect of pursed lips exspiration on the pulmonary pressure-flow relationship in obstructive lung disease. Am. Rev. Respir. Dis. 96, 381 (1967)
4. Mueller, R.E., Petty, Th.L., Filley, G.F. — Ventilation and arterial blood gas changes induced by pursed lips breathing J. Appl. Phys. 28, 784 (1970)
5. Kucher, R., Steinbereithner, K. — Intensivstation, -pflege, -therapie Thieme Verl., Stuttgart, S. 247, 1972
6. Bühlmann, A., Rossier, H. — Klinische Pathophysiologie der Atmung, S. 29 Springer Verl., Bln.-Hd.-N.Y., 1970
7. Du Bois, A. — Resistance to breathing in : Handbook of Physiology, S. 460, Section 3, Respiration Vol. 1 Washington, 1964
8. Hartung, W. — Lungenemphysem, Morphologie, Pathogenese und funktionelle Bedeutung. Springer Verl., Bln., 1964
9. Hüttemann, U., Schüren, K.P. — Chronisch obstruktive Lungenerkrankungen : Klinische Erscheinungsformen und ihre Korrelation zur gestörten Atmungsfunktion. Kli. Wo. 50, 944 (1972)

10. Hartung, W. — Lungenemphysem, a.a.O., S.83

11. Ulmer, W.T., Reichel, G., Nolte, D. — Die Lungenfunktion
Thieme Verl., Stuttgart, 1970

12. Briscoe, W.A. — Lung volumes
in : Handbook of Physiology, S. 1347
Section 3, Respiration Vol. 2
Washington, 1965

13. Goldman, H.I., Becklake, M.R. — Respiratory function tests.
Am. Rev. of Tb. 79, 457 (1959)

14. Nolte, D., Reif, E., Ulmer, W.T. — Die Ganzkörperplethysmographie
Respiration 25, 14 (1968)

15. Smidt, U., Muysers, K. — Kritische Betrachtungen zu den methodischen Grundlagen der Ganzkörperplethysmographie
Respiration 25, 116 (1968)

16. Woitowitz, H.J., Buchheim, F.W., Woitowitz, R. — Zur Theorie und Praxis der Ganzkörperplethysmographie in der Lungenfunktionsanalyse
Praxis der Pneumologie 21, 449 (1967)

17. Du Bois, A.B. — Significance of measurement of airway resistance
Progr. Resp. Res. Vol. 4, 109
Karger Verl., Basel - N.Y., 1969

18. Jäger, M.J., Bouhoys, A. — Loop formation in pressure vs. flow diagrams obtained by body plethysmographic techniques
Progr. Resp. Res. Vol. 4, 116
Karger Verl., Basel - N.Y., 1969

19. Hüttemann, U., Huckauf, H. — Analyse elliptischer Druck/Fluss- und Druck/Volumen-Diagramme der Atemwege : Die kompressiv wirksame obstruktive Ventilations-Störung
Kli. Wo. 49, 205 (1971)

20. Varène, P., Jacquemin, Ch. — Airways resistance : a new method of computation in : A. Bouhoys, Airway dynamics, S. 99 C.C. Thomas, Springfield, 1970

21. Matthys, H., u.a. — Verhalten von Druck, Fluss, Volumen und verwandter Grössen bei forcierter Atmung Pneumologie 147, 250 (1971)

22. Ulmer, W. T., Reif, E. — Die obstruktiven Erkrankungen der Atemwege Dtsch. med. W.schr. 90, 1803 (1965)

23. Otis, A. B. — The work of breathing in : Handbook of Physiology, Section 3, Respiration, Vol. 1, S. 471

24. Ulmer, W. T., Islam, M. S. — Stenoseatmung, hervorgerufen durch externe Stenosen und pharmakologische Bronchokonstruktion bei gesunden Versuchspersonen unterschiedlichen Alters im Vergleich zu Patienten mit Atemwegsobstruktion Z. ges. exp. Med. 156, 171 (1971)

25. Islam, M. S. Ulmer, W. T. — Beziehungen zwischen dem intrathorakalen Gasvolumen, gefesselter Luft und der Form des Druck-Strömungsdiagramms Kli. Wo. 49, 1222 (1971)

26. Keller, R., Herzog, H. — Funktionsdiagnostik der Atemwege mit Ganzkörperplethysmographie Beitr. klin. Tuberk. 139, 100 (1969)

27. Matthys, H. — Lungenfunktionsdiagnostik mittels Ganzkörperplethysmographie Schattauer-Verl., Stuttgart, 1972

28.	Comroe, J.H., Forster, R.E., Du Bois, A.B., Briscoe, W.A., Carlsen, E.	Die Lunge, S. 174 Schattauer-Verl., Stuttgart, 1968
29.	Comroe, J.H.	a.a.O. (28.), S. 33
30.	Hartung	Lungenemphysem, a.a.O., S. 128 f
31.	Matthys	Lungenfunktionsdiagnostik ... a.a.O., 57
32.	Bühlmann	Klin. Pathophysiologie ..., a.a.O., S. 57
33.	Butler, J. u.a.	Physiological factors affecting airway resistance in normal subjects and in patients with obstructive respiratory disease J. Clin. Invest. 39, 584 (1972)
34.	Huckauf, H., Hüttemann, U.	Significance of loop formation in pressure/flow diagrams of chronic obstructive lung diseases Respiration 29, 497 (1972)
35.	Alpers, J.H., Guatt, A.R.	Significance of a looped appearance of the flow : alveolar pressure relationship of the lung as examined by the whole body plethysmograph. Clin. Sci. 33,1 (1967)
36.	Mead, J.	Mechanisms of airway obstruction Proc. R. Soc. Med. 64, 1238 (1971)
37.	Macklem, P.T., Fraser, R.G., Brown, W.G.	The detection of the flow-limiting bronchi in Bronchitis and Emphysema by airway pressure measurements in : Progress in research in Emphysema and Chronic Bronchitis, Vol. 2 Karger Verl., Basel, 1965

38.	Matthys, H., Keller, R., Herzog, H.	Plethysmographic asessment of trapped air in man Respiration 27, 447 (1970)
39.	Fisher, A.B., Du Bois, A.B., Hyde, R.W.	Evaluation of the forced oscillation technique for the determination of resistance to breathing J. Clin. Invest. 47, 2045 (1968)
40.	Sobol, B.J., Emirgil, C., Wadhwani, B.	The uncertain relationship between airway conductance and lung volume Am. Rev. Resp. Dis. 100, 350 (1969)
41.	Briscoe	Lung volumes (12.), a.a.O., S. 1367
42.	Fry, D.L., Hyatt, R.E.	Pulmonary mechanics Amer. J. Med. 29, 672 (1960)
43.	Matthys, H., Overath, G.	Dynamics and work of breathing in obstructive lung disease Bull. Physio. path. resp. 7, 457 (1971)
44.	Wiemers, K., Scholler, K.L. (Hrsg.)	Lungenveränderungen bei Langzeitbeatmung, S. 84 Intern. Symp. Freiburg 1971 Thieme Verl., Stuttgart 1973
45.	Craig, D.B., Mc Carthy, D.S.	Airway closure and lung volumes during breathing with maintained airway positive pressures Anesthesiology 36, 540 (1972)
46.		vgl. (44.), S. 104
47.	Falke u.a.	Beatmung mit positivem endexspiratorischem Druck bei akuter arterieller Hypoxie Z. prakt. Anästh. 8, 2 (1973)

48.	Pontoppidan	Lungenveränderungen ... (44.), S. 139
49.	Herzog, H.	Lungenveränderungen ... (44.), S. 176
50.	Moeller-Werr	Grundlagen der Elektrotechnik, Bd. I Teubner-Verl., Stuttgart 1963
51.	Gerthsen, Chr., Kneser, H.O.	Physik Springer Verl., Berlin, Hd., N.Y., 1971
52.	Ostrander	Fundamental frequency analysis of pulmonary mechanical resistance and compliance J. Appl. Physiol. 35, 526 (1973)

Herrn Prof. Dr. W. THIMME danke ich für die Überlassung des Themas der Arbeit.
Ihm und Herrn Priv. Doz. Dr. U. HÜTTEMANN danke ich für die Betreuung bei der Untersuchung bzw. der Abfassung des Textes.
Herrn Prof. Dr. HEGEL danke ich für die Beratung beim " Theoretischen Exkurs zur Methodik ... " (2.3.6).

Herrn Dr. HUCKAUF und den Mitarbeitern aus dem Lungenfunktionslabor im Klinikum Steglitz, Herrn MISSELWITZ und Frau HÜTTEMANN sei für ihre Hilfe gedankt.
Ebenso sei Herrn Karl SCHEFFZIG gedankt.
Meinen Eltern danke ich für die Unterstützung beim Druck der Arbeit.

Lebenslauf

Am 16.9.1948 wurde ich, Wolfgang Mitlehner, als drittes Kind von Kurt und Irmgard Mitlehner in Berlin geboren.

Im April 1955 begann ich die 4-jährige Grundschulzeit auf der Tews-Schule in Berlin-Schlachtensee. Im April 1959 trat ich in das Canisius-Kolleg (Gymnasium), Berlin-Tiergarten, ein. Dort legte ich am 21.2.1968 die Reifeprüfung ab.

Zunächst begann ich im Sommersemester 1968 an der Freien Universität Berlin ein Geschichts- und Slavistikstudium, das ich im Sommersemester 1969 aufgab.

Seit dem Wintersemester 1969 studierte ich an der Freien Universität Berlin Medizin. Am 21.8.1970 bestand ich die naturwissenschaftliche Vorprüfung und am 21.3.1972 die ärztliche Vorprüfung. Das medizinische Staatsexamen legte ich am 22.9.1975 ab.

Seitdem arbeite ich als Medizinalassistent im Städt. Krankenhaus Am Urban. Bisher war ich in der Gynäkologisch-Geburtshilflichen, Inneren und Chirurgischen Abteilung tätig.